

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Marcela Kubíčková

**Vliv terapeutické intervence v oblasti ramenního pletence na  
pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Olomouc 2015

### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že předložená práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracovala samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Olomouci .....

.....

(podpis)

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat Mgr. Veronice Kristkové za trpělivost, cenné připomínky a rady při odborném vedení diplomové práce. Děkuji Mgr. Jana Zapletalová, Dr. za statistické zpracování dat. Dále díky patří všem zúčastněným pacientům a mým blízkým za podporu a všestrannou pomoc.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Vliv terapeutické intervence v oblasti ramenního pletence na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů

**Název práce:** Vliv terapeutické intervence v oblasti ramenního pletence na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů

**Název práce v AJ:** The influence of therapeutic intervention in the shoulder girdle area on gait of hemiparetic patients

**Datum zadání:** 2014-01-31

**Datum odevzdání:** 2015-05-18

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav Fyzioterapie

**Autor práce:** Kubíčková Marcela

**Vedoucí práce:** Mgr. Veronika Kristková

**Oponent práce:** Mgr. Radka Chonková

### **Abstrakt v ČJ:**

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv okamžitého efektu terapie v podobě ošetření měkkých tkání v oblasti hemiparetického ramenního pletence na pohybový vzor chůze u hemiparetického pacienta a následně zjistit vliv také dlouhodobé terapie, která se konala na oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc trvající týden, a jaký měla tato terapie dopad na ramenní pletenec a následně i na chůzi u hemiparetických pacientů. V teoretické části byly řešeny poznatky o měkkých tkáních, o řízení motoriky, o hemiparetickém ramenním pletenci a o lidské chůzi jako takové a jak vypadá u hemiparetických pacientů. Ve výzkumné části byla prostřednictvím přístroje FDM-T firmy Zebris® snímána data před terapií, po okamžitém ošetření ramenního pletence měkkými technikami (krátkodobá terapie) a po dlouhodobé terapii. Na základě výsledků můžeme říci, že krátkodobá terapie nemá statisticky významný vliv na chůzi hemiparetického pacienta a dlouhodobá terapie naopak má v některých parametrech statisticky významný vliv jak na ramenní pletenec, tak i na chůzi u těchto pacientů.

### **Abstrakt v AJ:**

The target of this dissertation was to ascertain the influence of the immediate therapeutic effect based on the soft tissue treatment of the hemiparetic shoulder girdle on hemiparetic patients' gait movement pattern. The subsequent aim was to specify the influence of a long-term therapy carried out at the physiotherapy department in the University Hospital in Olomouc for one week on the shoulder girdle and on hemiparetic patients' gait. Theoretical part provides information concerning soft tissues, motor activity control, hemiparetic shoulder girdle, general aspects of gait as well as hemiparetic patients' gait. The research part deals with the data collected by means of ZEBRIS® FDM-T device before therapy, after immediate treatment of the shoulder girdle using soft methods ( a short-term therapy ) as well as after a long-term therapy. The statistical results show that the short-term therapy hasn't got any significant effect on hemiparetic patients' gait. On the contrary regarding some parameters the long-term therapy has got statistically significant effect on both shoulder girdle and patients' gait.

**Klíčová slova v ČJ:** hemiparetické rameno, hemiparetická chůze, iktus, měkké tkáně, Zebris

**Klíčová slova v AJ:** hemiparetic shoulder, hemiparetic gait, stroke, soft tissue, Zebris

**Rozsah:** 94/4

# OBSAH

ÚVOD.....	9
1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ .....	10
1.1 Měkké tkáně.....	10
1.1.1 Kůže.....	11
1.1.2 Podkoží.....	11
1.1.3 Fascie .....	12
1.1.4 Svaly .....	12
1.1.5 Měkké tkáně v oblasti ramenního pletence .....	13
1.2 Cévní mozková příhoda .....	13
1.2.1 Základní charakteristika cévní mozkové příhody.....	13
1.2.2 Rehabilitace u CMP.....	14
1.2.3 Ramenní pletenec u hemiparetických nemocných .....	15
1.3 Řízení motoriky .....	17
1.3.1 Řídící systémy motoriky.....	18
1.3.2 Motorický systém úmyslného pohybu.....	19
1.3.3 Centrální generátor lokomoce .....	19
1.4 Lidská chůze .....	20
1.4.1 Základní charakteristiky lidské chůze .....	20
1.4.2 Vývoj lidské chůze .....	20
1.4.3 Krokový cyklus .....	21
1.4.4 Charakter jednotlivých částí těla během krokového cyklu.....	22
1.5 Chůze u hemiparetického pacienta .....	25
1.4.1 Základní charakteristika .....	25
1.4.2 Vliv aktivity horních končetin na chůzi u hemiparetických pacientů .....	27
1.5 Systém Zebris FDM-T .....	28
1.5.1 Základní údaje .....	28
1.5.2 Testované parametry a report analýzy chůze .....	28
2 CÍLE A HYPOTÉZY .....	30
2.1 Cíle práce .....	30
2.2 Vědecké otázky a hypotézy .....	30
3 METODIKA.....	36

3.1	Charakteristika souboru .....	36
3.2	Organizace .....	36
3.3	Průběh měření .....	37
3.3.1	Kineziologické vyšetření .....	37
3.3.2	Vyšetření chůze .....	38
3.3.3	Terapie .....	38
3.4	Statistické zpracování dat .....	39
4	VÝSLEDKY .....	40
4.1	Výsledky vědecké otázky č. 1 .....	40
4.1.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	40
4.1.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	41
4.2	Výsledky vědecké otázky č. 2 .....	43
4.2.1	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	43
4.2.2	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	45
4.3	Výsledky vědecké otázky č. 3 .....	46
4.3.1	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	46
4.3.2	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	48
4.4	Výsledky vědecké otázky č. 4 .....	50
4.4.1	Výsledky k hypotéze H <sub>07</sub> .....	50
4.4.2	Výsledky k hypotéze H <sub>08</sub> .....	52
4.5	Výsledky vědecké otázky č. 5 .....	54
4.5.1	Výsledky k hypotéze H <sub>09</sub> .....	54
4.5.2	Výsledky k hypotéze H <sub>010</sub> .....	57
5	DISKUZE .....	60
5.1	Diskuze k výběru probandů .....	62
5.2	Diskuze k průběhu a k metodice měření .....	63
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 1 .....	65
5.3.1	Diskuze k hypotéze H <sub>01</sub> .....	65
5.3.2	Diskuze k hypotéze H <sub>02</sub> .....	66
5.4	Diskuze k vědecké otázce č. 2 .....	66
5.4.1	Diskuze k hypotéze H <sub>03</sub> .....	67
5.4.2	Diskuze k hypotéze H <sub>04</sub> .....	67
5.5	Diskuze k vědecké otázce č. 3 .....	68

5.5.1	Diskuze k hypotéze $H_05$ .....	68
5.5.2	Diskuze k hypotéze $H_06$ .....	69
5.6	Diskuze k vědecké otázce č. 4 .....	70
5.6.1	Diskuze k hypotéze $H_07$ .....	70
5.6.2	Diskuze k hypotéze $H_08$ .....	70
5.7	Diskuze k vědecké otázce č. 5 .....	72
5.7.1	Diskuze k hypotéze $H_09$ .....	72
5.7.2	Diskuze k hypotéze $H_{010}$ .....	73
5.8	Limity práce .....	74
5.9	Přínos pro praxi.....	75
ZÁVĚR.....		76
REFERENČNÍ SEZNAM .....		77
SEZNAM ZKRATEK .....		83
SEZNAM OBRÁZKŮ .....		85
SEZNAM TABULEK .....		86
PŘÍLOHY .....		87



# ÚVOD

Lidská chůze jako základní lokomoční stereotyp patří k běžné denní náplni a člověk si ji jako zdravá osoba ani neuvědomuje. Situace se ovšem mění v okamžiku, kdy člověk tuto schopnost ztrácí, či je nějak omezena. V tuto chvíli se pro něj stává podstatou naučit se opět ovládat chůzi jako běžnou denní činnost. U hemiparetického pacienta často přetrvává část neurologického deficitu, který následně ovlivňuje funkční schopnosti pacienta. Jedná se jak o ovlivnění soběstačnosti, samostatnosti, tak následně i o samotnou bipedální lokomoci. Chůze u hemiparetického pacienta často vede k abnormálním pohybovým vzorům, kdy dochází ke změnám dynamických, kinematických i časoprostorových charakteristik.

Problematikou bipedální lokomoce u hemiparetických pacientů se zabývá poměrně velké množství studií, avšak ovlivnění chůze v souvislosti s ramenním pletencem u takových pacientů v odborných statích příliš nenacházíme. Přitom lze říci, že lidská chůze zahrnuje i aktivní pohyby horních končetin a jejich omezování ovlivňuje pohybový vzor chůze jak u zdravých lidí, tak i u hemiparetických pacientů. Jednou z překážek pro zkoumání účinku horní končetiny na bipedální lokomoci hemiparetického pacienta je, že drží horní končetinu ve fixovaném postavení, aby udržel rovnováhu.

Cílem této diplomové práce je zjistit vliv okamžitého efektu terapie v podobě ošetření měkkých tkání v oblasti hemiparetického ramenního pletence a její dopad na chůzi u hemiparetického pacienta. Následně pak zjištění vlivu dlouhodobé terapie, která se konala na lůžkovém rehabilitačním oddělení ve Fakultní nemocnici Olomouc trvající týden, a jaký měla dopad na ramenní pletenec a následně i na chůzi hemiparetických pacientů. Tato diplomová práce obsahuje teoretickou část zabývající se poznatky měkkých tkání, řízení motoriky, lidské chůze, hemiparetického ramenního pletence a hemiparetické chůze. Dále obsahuje praktickou část, která má za cíl seznámit nás s průběhem měření a následně objektivizovat naměřená data a konfrontovat výsledky s dostupnou světovou literaturou. V diskuzi je zhodnocení metodiky práce a vymezení limitů kinematické a dynamické analýzy v rámci použité metodiky a měřící techniky.

# 1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Měkké tkáně

Jako měkké tkáně se označují kontraktilní i nekontraktilní svalově vazivové struktury. Biologické tkáně se považují za viskoelastické materiály, kdy k jejím základním reologickým vlastnostem patří viskozita, elasticita a plasticita. Terapeutickým cílem je obnova fyziologických vlastností, jako jsou právě elasticita a viskozita měkkých tkání. Souhrnně jde o obnovu schopností pojivových tkání akumulovat mechanickou energii. Druhotně lze pak očekávat i klinicky žádoucí zlepšení pasivních rozsahů v kloubu jako předpoklad zlepšení aktivní motoriky a reedukace funkčních svalových synergií (Míková et al., 2006, ss. 3-9).

Měkké tkáně reagují na změnu funkce muskuloskeletální či viscerální složky a zároveň porucha měkkých tkání mění funkci ostatních orgánů (např. změna svalového tonu při kožních defektech, fasciálních rupturách). Jelikož jsou měkké tkáně významným zdrojem aferentace, tak mění i řízení pohybu na centrální úrovni. Významně ovlivňují plánování pohybu tím, že jejich aferentace je neustále zpracovávána senzomotorickou kůrou a některými podkorovými oblastmi a podle její kvality jsou korigovány motorické programy (Kolář, 2009, s. 173).

Měkké tkáně obklopují a zároveň i prostupují celým pohybovým aparátem, kdy jejich význam pro pohyb je jak lokální, tak globální. Základní funkcí měkkých tkání je být protažený a zároveň klást odpor proti protažení, být posunlivý a zároveň klást odpor proti posunutí. Význam měkkých tkání pro pohybový systém je však nedoceněn a do běžného vyšetření myoskeletárního systému se funkce měkkých tkání často nezařazuje. Při poruchách hybného systému bývá jejich funkce často podceňována, i když se ví, že při každém pohybu ať trupu nebo končetin, se nepohybují jen klouby, ale i obklopující měkké tkáně, a to ve smyslu protažení a vzájemného posouvání. Jakmile se tato vzájemná spolupráce poruší, může dojít ke vzniku bolesti a funkčních změn, a to nejen v daném pohybovém segmentu, ale i na vzdálených místech (Lewit, 2003, s. 161).

### **1.1.1 Kůže**

Kůže je orgán senzitivní, který obsahuje velké množství receptorů. Jedná se o receptory specifické pro tah, tlak, vibrace a změnu teplot a receptory jakožto volná nervová zakončení, která reagují na nociceptivní cití. Tato aferentace je vedena do všech etází centrálního nervového systému (CNS). Na míšní úrovni jsou buď aferentní signály převedeny na neurony efektorů, nebo jsou vedeny do vyšších etází CNS. Na supraspiunální úrovni spadají kožní vzruchy do početného množství nervových struktur, především do mozečku, somatosenzorické kůry, parientální kůry a do limbického systému. Díky těmto spojením se informace z kožních receptorů dostávají do CNS, a tím se podílejí na tvorbě a korekci motorických programů. Lze tedy říci, že na kvalitě kožní aferentace do jisté míry závisí realizace a kvalita pohybu, a na základě kožního dráždění lze vyvolat, facilitovat i inhibovat pohyb (Kolář, 2009, s. 174).

Vyšetření kůže patří k základním klinickým vyšetřením a pomáhá v diferenciální diagnostice. Podle Headových zón nebo podle změny citlivosti či trofiky kůže lze usoudit, který orgán je poškozen a určit, o jakou nemoc nervového či nervomuskulárního systému jde. Vyšetřuje se změna mobility ve smyslu změny protažitelnosti a posunlivosti kůže. Vyšetřuje se fenomén bariéry, kdy se palpačně sleduje okamžik prvního odporu při protažení kůže. Změny mobility patří k prvotním reflexním změnám na kůži. Jsou palpačně dobře přístupné, a proto je lze palpačně dobře vyšetřit (Lewit, 2003, s. 95).

### **1.1.2 Podkoží**

Podkoží odděluje dermis od fascií svalu či od periostu nebo perichondria. Skládá se z řídkého a neuspořádaného kolagenního vaziva, mezi nímž se nachází vmezeřená tuková tkáň a krevní kapiláry. Základní funkcí podkoží je vytváření skluzné plochy pro kůži. Tzn., že pro správnou funkci kůže je důležitá správná funkce podkoží. Poruchy pohyblivosti podkoží jsou způsobeny retrakcí vazivové složky, nikoli kontrakcí kontraktálních struktur. Proto porucha podkoží svědčí spíše o chronickém charakteru poruchy. Vyšetření a terapie podkoží se vykonávají společně s kůží, kdy se nejčastěji používá protažení v řase a čeká se na fenomén tání. Reakce podkoží je pomalejší než u kůže, proto je potřeba na podkoží působit delší dobu (Kolář, 2009, ss. 177-178).

### 1.1.3 Fascie

Fascie jsou vazivové struktury, které obalují svaly, a tím je od sebe oddělují. Snižují tím vzájemné tření svalů a umožňují jejich skluznost. Vláknata fascií jsou orientována dle vláken svalu. Fascie obsahují fibroblasty, které se při poškození svalu účastní jeho regenerace (vytváří se vazivová jizva) a také obsahují myofibroblasty, což jsou kontraktilní buňky, které se nacházejí na hranici mezi vazivovými buňkami a hladkou svalovinou a jsou proto schopné kontrakce (Kolář, 2009, s. 178). Fascie jsou relativně nepružné struktury, a proto se při poranění abnormálně zvyšují tlaky uvnitř fasciálního kompartmentu, čímž může dojít k funkčnímu poškození nervů a cév, které tímto oddělením procházejí (Gross et al., 2005, ss. 31-32).

U fascií je důležité vyšetřit jak protažitelnost, tak hlavně posunlivost, a to jak povrchovou, kdy se vůči sobě posouvá kůže s podkožím proti svalu, tak i hlubokou, kdy se posouvají svaly vůči kosti. Další funkcí měkkých tkání je klazení odporu proti protažení a posunutí. Při léčbě změn v měkkých tkáních lze i často dosáhnout uvolnění kloubů. Proto je jejich diagnostice a léčbě jejich mechanické funkce věnována pozornost (Lewit, 2003, ss. 95-96).

### 1.1.4 Svaly

Svaly jsou molekulární struktury, které přeměňují chemickou energii na sílu. K základním vlastnostem svalů patří:

- Dráždivost – schopnost reagovat na podnět
- Vodivost – schopnost šířit vlnu excitace
- Kontraktilita – schopnost měnit svoji délku
- Adaptabilita – omezený růst a regenerační schopnost (Enoka, 2008, p. 205).

Svaly jsou nezbytným předpokladem jakéhokoliv pohybu. Zabezpečují například komunikaci nebo dýchání. Dále jsou také zdrojem tepla (třesová termogeneze). Ke své činnosti potřebují energii, tj. potřebují přísun živin a krve s kyslíkem a patřičnou nervovou regulaci (Vokurka a kolektiv, 2012, s. 265).

Každý sval má určité napětí. Svalový tonus lze chápat jako každý stav napětí svalu, který nebyl vyvolán úmyslně nebo volným úsilím rozhodnutím jedince (Trojan et al, 1996, s. 20).

Svalový tonus lze zjistit pomocí palpce, kdy se zjišťuje konzistence svalu, která je určena pasivní a aktivní složkou svalu. Aktivní složka je tvořena viskoelastickými vlastnostmi jednotlivých svalových vláken a pasivní složka je tvořena vazivovými částmi svalové tkáně. Při palpaci se zjišťuje, zda je sval ochablý, nebo jestli naopak klade odpor proti tlaku. Posuzovat kvalitu svalového tonu je v klinické praxi obtížné, protože každý jedinec má již od narození svalové napětí individuální (Hermachová, 1999. s. 108).

### **1.1.5 Měkké tkáně v oblasti ramenního pletence**

Ramenní kloub je v lidském těle v některých směrech unikátním kloubem a jeho onemocnění je poměrně časté. Nejedná se o kloub nosný, ale přesto je velmi potřebný a zatěžovaný při celé řadě činností, sportů i pracovních aktivit. Jeho afekce bývají často dosti bolestivé a omezující (Příkryl, 2008, ss. 277-278). Ramenní kloub je zatěžován spíše tahem, a proto jsou častěji postiženy měkké tkáně (svaly, šlachy, burzy, vazy, kloubní pouzdro), než kloub samotný. Jejich poruchy se subjektivně projevují bolestmi při pohybu nebo v klidu s různou lokalizací a vyzařováním (Dungl, 2014, ss. 535-538).

Měkké tkáně mají velký význam pro pohyb člověka a mají úzký vztah k pohybové soustavě, jak z hlediska anatomie, tak i funkce. Existuje i mnoho studií, které dokazují tento úzký vztah. Například studie, která hodnotila, jak se zlepší rozsah pohybu a zmírní bolest v ramenním kloubu u impingement syndromu při využití terapie PNF a uvolnění měkkých tkání. Výsledky této studie prokázaly, že při využití PNF a uvolnění měkkých tkání došlo ke zlepšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu do rotace a výrazně se snížila bolestivost v oblasti ramene oproti kontrolní skupině, která byla podrobena pouze ultrazvuku. Hlavním důvodem pro zvýšení rozsahu pohybu byla skutečnost, že uvolnění měkkých tkání pomáhá ke snížení napětí a podporuje změny v myofasciální oblasti, která umožňuje prodloužení zkrácených struktur (Al Dajah, 2014, pp. 1803-1805).

## **1.2 Cévní mozková příhoda**

### **1.2.1 Základní charakteristika cévní mozkové příhody**

Cévní mozkové příhody představují velmi závažné onemocnění s vysokou mortalitou i morbiditou. Dle WHO (World Health Organization) se cévní mozkové příhody definují jako

rychle se rozvíjející ložiskové, občas i celkové příznaky poruchy mozkové funkce trvající déle než 24 hodin nebo končící smrtí nemocného, bez přítomnosti jiné zjevné příčiny než cévního původu (Nevšímalová et al., 2002, s. 19).

V České republice trpí CMP cca 35 000 lidí za rok a z toho zhruba 2/3 pacientů přežívají, polovina z nich je nadále těžce handicapována a odkázána na péči rodiny. Proto rehabilitace má v péči o tyto pacienty dominantní úlohu (Kolář et al., 2009, s. 386). CMP jsou na třetím místě z hlediska mortality. Z hlediska invalidizace se nacházejí na prvním místě, s čímž související i následky na funkční schopnost pacienta (Ambler, 2001, s. 168).

Cévní mozkové příhody lze rozdělit na:

1. ischemické 80 %,
2. intracerebrální krvácení 15 %,
3. subarachnoidální krvácení 5 %,
4. vaskulární malformace a vývojové abnormality < 1 % (Kalina, 2008, s. 26).

Ischemické CMP tvoří 80% všech cévních mozkových příhod, kdy dochází k poklesu krevního průtoku pod hodnotu 20 ml/100g mozkové tkáně, a to vede k poruše funkce neuronů a rozvíjí se klinické příznaky, které plynou z ischemické léze. Ischemické CMP vznikají hlavně v karotickém povodí, CMP v oblasti vertebrobasilárního povodí nejsou tak časté, avšak mají většinou nepříznivý průběh. Pro karotické postižení je typická hemisferální léze, která se projeví jako: hemiparéza (ochrnutí poloviny těla) až hemiplegie, poruchy čítí, které jsou hemicharakteru, afázie, neglect syndrom, paréza pohledu s konjugovanou deviací, někdy i epileptické paroxysmy. U těžkých CMP může dojít i k poruše vědomí. Léze v oblasti vertebrobasilárního povodí je postižení retikulární formace (Bednařík, 2010, Kolář, 2009, s. 387).

### **1.2.2 Rehabilitace u CMP**

U CMP hraje rehabilitace velmi důležitou roli, proto je potřeba, aby byl rehabilitační program sestaven tak, aby postihoval všechny neurologické poruchy, které jsou u pacienta vyjádřeny. Rozlišuje se několik vývojových stádií CMP a pro každé stádium je potřeba jiný fyzioterapeutický přístup. V akutním stádiu dominuje hypotonie, celková svalová slabost a ztráta stability. Základem rehabilitace v tomto období je polohování. V subakutním stádiu se rozvíjí spasticita. V rehabilitaci se klade důraz na nácvik aktivní hybnosti a zahajuje

se vertikalizace. V chronickém stádiu jsou již pohybové stereotypy zafixovány a těžko se odbourávají. (Kolář, 2009, s. 389).

### **1.2.3 Ramenní pletenec u hemiparetických nemocných**

Častou problematikou u pacientů po CMP s hemiparézou bývá ramenní pletenec, kdy dochází ke snížení funkce hemiparetické horní končetiny a ke snížení samostatnosti v aktivitách denního života. Pacient drží horní končetinu v ochranném postavení, což může vést ke špatnému znovuobnovení funkčnosti horní končetiny a také tím ovlivňuje celkové působení těžiště, chůzi a výkonnost běžných denních aktivit. Dále problematika hemiparetického ramene může bránit rehabilitaci, často je spojena s horšími výsledky a pacienti také bývají delší dobu v nemocnici (Turner – Stokes & Jackson, 2002, p. 277).

Typické jsou změny v oblasti paretického ramene, kdy dochází k jeho bolestivosti, ztuhnutí až subluxaci. Bolestivé hemiparetické rameno je známým a obávaným fenoménem u nemocných po cévní mozkové příhodě. Bolest lze charakterizovat jako subjektivní symptom, který je rozdílný v hodnocení každého pacienta a souvisí se senzomotorickou, kognitivní a komunikativní schopností každého pacienta (Turner – Stokes & Jackson, 2002, p. 277). Bolest se skládá ze dvou zcela odlišných složek. První složkou je bolestivý podnět (organická složka – periferie – vnitřní orgány) a druhou složkou je interpretace podnětu (psychická složka- CNS), (Véle, 1997, s. 55). Bolestivé rameno komplikuje průběh rehabilitace až u 80% nemocných po cévní mozkové příhodě. Nejméně u každého desátého znehodnocuje výsledek funkční obnovy. Hemiparetické rameno lze definovat jako druhotnou muskuloskeletní patologii (Votava, 2001, s. 187).

K bolestivosti a k ostatním příznakům hemiparetického ramene dochází podle různých statistik u 10 % až téměř 90 % nemocných během prvního roku po vzniku CMP (Krobot, 2005, s. 296). Tyto statistiky poukazují na široký rozsah CMP s bolestivostí hemiparetického ramene, kdy tato varianta může odrážet nedostatek přesné definice nebo nesoulad v kvalitě péče hemiplegických pacientů mezi různými populacemi (Benlidayi et al., 2013, s. 88). Turner – Stokes & Jackson vypočítali průměrnou incidenci z 16 studií, v průběhu 1966-2000 jako 54% (Turner – Stokes & Jackson, 2002, pp. 277-295). Podobně také i Demirci poukazoval ve své retrospektivní studii na výskyt bolestivého hemiparetického ramene v 55% u 1000 hemiparetických pacientů (Demirci et al., 2007, pp. 25-30). Za nejvíce rizikové se považuje období mezi 2. až 4. měsícem. Některé práce zmiňují i velmi časnou manifestaci

hemiparetického ramene již dva týdny po vzniku CMP. Po 4. měsíci je u nekomplikovaných CMP malá pravděpodobnost vzniku bolestivého hemiparetického ramene (Krobot, 2005, s. 296).

Hemiparetické rameno lze klinicky charakterizovat jako druhotnou funkční poruchu, přesněji muskuloskeletní patologii ramene. V klinickém obraze nemocných s hemiparetickým ramenem dominuje od počátku bolestivost a dále také objektivní změny v myofasciálních tkáních ramenního pletence, ke kterým lze zařadit reflexní změny, poruchu svalové koordinace, zřetelné projevy nespecifického zánětu, anebo již hrubé dystrofické a myoplastické změny. Bolestivost hemiparetického ramene se nejprve projeví jako lokální bolest, dále pak jako difúzní klidová bolest, impingement ramene, luxace ramene, capsulitis adhesiva (zmrzlé rameno), a dále pak prognosticky nepříznivou formou hemiparetického ramene jsou tzv. reflex – sympatické dystrofie (komplexní regionální bolestivý syndrom (KRBS, I. typ)). I přes zdánlivou klinickou různorodost jde v principu především o poruchy pohybové funkce (Krobot, 2005, s. 297). Pro správnou pohybovou funkci je důležité, aby byl stabilní glenohumerální kloub, jehož stabilita závisí na normálním svalovém tonu (Benliday et al, 2013, pp. 88-91).

Příčin těchto změn na paretickém rameni může být více. Jedná se o dráždění receptorů v kloubech a ve vazech nevhodnou polohou vleže, ale i při stoji a chůzi, takže kromě střídání poloh je ve vertikální poloze vhodný závěs. Proti ztuhlosti se doporučuje pasivní cvičení. Existují však studie, které tvrdí, že intenzivní pasivní pohyby mohou kloubní pouzdro porušit a tím bolesti provokovat (Krobot, 2005 s. 297).

Existují i faktory, které zvyšují riziko vzniku bolestivého hemiparetického ramene. K rizikovým patří především pacienti, kteří potřebují pomoc s přesuny. Nevhodný handling či nesprávné cvičení pasivního rozsahu pohybu může zapříčinit vznik bolestivého ramene (Benliday et al, 2013, pp. 88-91). Co se týče frekvence u mužů a u žen, tak není významnější rozdíl. Také nelze stanovit, zda je rizikovější porucha v dominantní či nedominantní hemisféře. Rovněž korelace ke věku jsou spíše zprostředkované, jednoznačná souvislost mezi věkem pacienta a pravděpodobnou manifestací hemiparetického ramene není (Krobot, 2005, s. 296).

Hemiparetické rameno lze obecně rozdělit na fázi chabou a na fázi spastickou. Každá z těchto fází potřebuje různé přístupy k manipulaci, podpoře a intervenci. Ve fázi chabé je rameno náchylné ke vzniku subluxací až luxací a také je náchylné k poškození měkkých



tkání. V tomto období je důležité správné polohování a správné provedení handlingu. K terapii lze využít i elektrickou stimulaci, která může snížit riziko subluxace a zvýšit návratnost svalové činnosti. Ve fázi spastické je silně omezen pohyb, kdy zvýšený svalový tonus může způsobit rotaci lopatky, zvýšený tonus m. subscapularis táhne horní končetinu do vnitřní rotace, což je příčinou vzniku impingement syndromu. Další důsledky spasticity vedou k posunu hlavice humeru dopředu, dozadu nebo do mediální rotace. Při dlouhodobém omezeném pohybu v ramenním kloubu to může vést až ke vzniku capsulitis adheziva (Benliday et al, 2013, pp. 88-91 Turner – Stokes & Jackson, 2002, pp. 276-298).

Důležitou součástí u pacientů s bolestivým hemiparetickým ramenem je preventivní opatření. V prevenci má zásadní význam multidisciplinární přístup. Rehabilitační lékaři, neurologové, fyzioterapeuti, ergoterapeuti, ošetřovatelé i rodinní příslušníci by se měli podílet na řízení tohoto pacienta. Důležitá je podpora a ochrana ramene ve fázi chabé, kdy se lze díky správnému umístění a správnému handlingu vyhnout traumatu a subluxaci ramenního kloubu (Benliday et al, 2013, pp. 88-91). Turner – Stokes & Jackson ve své práci uvádějí, že mnoho autorů, kteří se zabývají problematikou bolestivého hemiparetického ramene, se shoduje na tom, že prevence vzniku bolestivého hemiparetického ramene je v zabezpečení správného korekčního postavení pletence ramenního a také správného handlingu (Turner – Stokes & Jackson, 2002, pp. 285-287).

Principem rehabilitace hemiparetického ramene je snaha o maximální zlepšení torako-skapulo-humerální koordinace pletencových svalů při minimální myoplastické ztuhlosti (Krobot, 2005, s. 301). Pro zlepšení volného funkčního rozsahu pohybu v ramenním kloubu je důležitý rozsah v oblasti ramene 100° flexe, 90° abdukce, 30° zevní rotace a 70° vnitřní rotace (Turner – Stokes & Jackson, 2002, p. 290). Důležité je také, co možná nejkratší období absolutního klidu na lůžku, ale současně i vertikalizace, ale nikoli vertikalizace bez reedukace antigravitační motoriky na lůžku. V dalších týdnech, kdy dochází k postupné úpravě, je důležité specifické vedení hemiparetického pacienta při vertikalizaci a reedukaci bipední lokomoce. V pozdějším období je užitečná důsledná reedukace balančních synergií ramenních pletenců ve vzpřímené chůzi (Krobot, 2005, s. 301).

### **1.3 Řízení motoriky**

Schopnost pohybu provází každého člověka prakticky po celý jeho život. Začíná se rozvíjet od časného intrauterinního období a vývoj motoriky zrcadlí vývoj nervové

soustavy. První spontánní pohyby byly pozorovány ke konci 6. embryonálního týdne. Ke konci 8. týdne intrauterinního života jsou vyvinuty všechny svaly, a proto se mohou rozvíjet geneticky dané motorické vzorce. V popředí je reflexní posturální motorika, která se objevuje i krátce postnatálně. Celý pohybový projev člověka je vysoce organizovaná funkce, ať již zajišťuje vzpřímenou polohu, nebo umožňuje jednoduchý či složitý pohyb. Kosterní svalstvo je ovládáno somatickou složkou nervové soustavy, tj. mozem a míchou a z nich vycházejícími mozkovými a míšními nervy. Aktivita kosterního svalstva se projeví svalovou činností, kdy tato činnost je vždy řízena jako jediný funkční celek. U člověka se na řízení motoriky podílejí prakticky všechny oddíly CNS (Trojan et al., 1996, s. 23).

Základem jakékoliv hybnosti je reflexní svalový tonus a na něm je pak vybudován systém postojových a vzpřímovacích reflexů, na jehož řízení se podílí retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček. Pro složité soustavy úmyslných pohybů (motorický systém pohybu, cílená motorika) je základem motorický systém polohy, který je řízený činností mozkové kůry, bazálních ganglií a korového mozečku. Všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují pomocí motoneuronů, které jsou uloženy v jádrech hlavových nervů a v pátevní míše (Trojan et al., 1996, s. 24).

### **1.3.1 Řídící systémy motoriky**

Třídění řídicích systémů motoriky existuje mnoho. Z hlediska topografického, funkčního, vývojového a klinického je lze rozdělit do tří systémů, které vycházejí z funkčních systémů motoriky. Patří sem:

- Archemotorika – nejstarší motorický systém, který slouží k aktivitě obranných postojů, vegetativních reakcí, neverbální komunikace. Systém je tvořen kmenovými motorickými drahami. Tento systém řídí především mimovolní emoční motoriku.
- Paleomotorika – slouží k řízení a kontrole hrubé motoriky trupu a tzv. kořenových svalů končetin, kdy nastavuje jejich tonus a reguluje optimální držení hlavy. Jedná se o řídicí systém, jehož výkon se stal předpokladem pro vzpřímené držení těla a bipedální lokomoci.
- Neomotorika – nejmladší motorický systém, který slouží k zajištění jemné motoriky končetin.

Tyto tři řídicí systémy jsou sice vývojově samostatné, ale celkový motorický projev není bez integračních spojů a vzájemné kontroly reálný. K základním systémům integrace a kontroly patří okruhy bazálních ganglií a okruhy mozečku (Dylevský, 2009, ss. 63-68).

### **1.3.2 Motorický systém úmyslného pohybu**

Důležitou složkou somatických funkcí člověka jsou cílené úmyslné pohyby, které představují tzv. motorický systém pohybu, který je řízený činností mozkové kůry, bazálních ganglií a mozečku. Řízení pohybu centrálním nervovým systémem nezahrnuje jen plánování svalové činnosti, ale i odhadování jejich důsledků pro jiné segmenty těla nebo jeho celkovou rovnováhu. Optimalizace pohybu má anticipační charakter, který je umožněn zpětnovazební kontrolou. Lze tedy říci, že jakákoliv pohybová činnost má dvě složky. V první složce dochází k přemístění části těla k cíli, druhá složka aktivuje jiné části těla podporující tento pohyb (např. pohyb horní části trupu dopředu je doprovázen pohybem kyčlí a kolen vzad atd.), (Trojan, 1996, ss. 46-71).

### **1.3.3 Centrální generátor lokomoce**

Motorické vzory jsou zajišťovány koordinovanými neuronálními okruhy a jsou organizovány v neuronálních sítích na různých úrovních CNS, zejména subkortikální, ale i spinální. Přístup, který se zabývá uspořádáním centrálních nervových struktur, se nazývá centrální generátor lokomoce (CPG, z angl. central pattern generators). CPG jsou neurální sítě mezi motoneurony a vyššími centry CNS, které jsou při své aktivitě schopné produkovat rytmické pohybové vzory, tedy i bipedální lokomoci, a to bez nutnosti smyslové nebo centrální aferentace. Jedná se o tzv. pacemaker lokomoce, který udává rytmus lokomoce (Latash, 2008, ss. 222-223, Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 325-326). CPG jsou uloženy v míše, a to tak, že každá končetina má přiřazenou vlastní neurální míšní síť. Pro generování lidské lokomoce se jeví přítomnost CPG v oblasti lumbální páteře (Dimitrijevic et al., 1998, s. 360-376). CPG se aktivují řídicím mechanismem supraspinálně, a to z oblasti retikulární formace středního mozku, která se označuje jako mezencefalická lokomoční oblast. Řídicí mechanismus spouští generátory lokomoce ve spinální míši a určuje i excitabilitu neuronálních okruhů (Kralíček, 2002, s. 123-125).

## 1.4 Lidská chůze

### 1.3.1 Základní charakteristiky lidské chůze

Existuje mnoho definic lidské chůze. Enoka (2002, p. 141) například popisuje chůzi jako opakující se sekvenci fáze dvojí opory a jednooporové fáze. Když se chůze zrychluje, tak se časový interval fáze dvojí opory zkracuje. Další jednotlivé fáze bipedální lokomoce se také zkracují až do chvíle, kdy chůze přechází v běh (Enoka, 2002, p. 141). Kolář (2010, s. 48) definuje chůzi jako základní lokomoční stereotyp, který je vybudovaný již v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou charakteristické pro každého člověka. Jedná se o komplexní pohybovou funkci. Mohou se u ní projevit poruchy nervové soustavy nebo poruchy pohybového aparátu (Kolář, 2009, s. 48). Lánik (1990, s. 117) ji charakterizuje jako základní a nejvýznamnější způsob lokomoce člověka (Lánik, 1990, s. 117). Véle (2006, s. 347) tvrdí, že chůze je nejběžnější typ lokomoce, který slouží k základním životním potřebám při sebeobsluze, i práci v zaměstnání (Véle, 2006, s. 347).

„Bezpečná chůze na nerovném zemském povrchu je možná jenom při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. CNS je schopen zajistit svalovým aparátem tuto stabilizaci za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. K tomu je zapotřebí přilnutí dolních končetin k oporné bázi jejím uchopením spojeným s frikcí v místě kontaktu. Udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační svaly. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou končetinou.“ (Véle, 2006, s. 347).

### 1.3.2 Vývoj lidské chůze

V průběhu motorické ontogeneze se lidská chůze vyvíjí postupně od primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze. První náznaky chůze se objevují u dítěte v raném stádiu motorického vývoje. Dítě se v poloze na břiše plazí, opírá se o lokty a za sebou tahá trup opírající se o zemi a dolní končetiny, které se tohoto pohybu účastní jen minimálně. Plazení dítěte připomíná pohyb tuleně. Pokročilejší fázi lokomoce u dítěte je lezení po čtyřech, které se objevuje v 9. měsíci motorické ontogeneze. Používají se již všechny čtyři končetiny a trup se už neopírá o opěrnou plochu. Opěrnými

body jsou dlaně a středy kolen. Ve 4. trimenonu se pak u dítěte objevuje vertikalizace do stoje, ze kterého se nejprve vyvíjí chůze ve frontální rovině a na ni pak navazuje cca mezi 12. a 14. měsícem života samostatná bipedální lokomoce (Kolář, 2009, s. 104-105, Véle, 2006, s. 347-348).

### 1.3.3 Krokový cyklus

Základní jednotkou pro chůzi je krokový cyklus (dvojkrok). Jedná se o časový interval mezi dvěma následujícími, opakujícími se jevy v průběhu chůze. Dvojkrok je zahájen kontaktem jednoho chodidla s podložkou a je ukončen opět kontaktem stejného chodidla s podložkou (Perry, 2010, ss. 3-9). Chůze probíhá jako rytmický kyvadlový pohyb, který směřuje stále dopředu, a celý systém se tak posunuje rytmicky vpřed. (Véle, 2006, s. 347).

Pro každou dolní končetinu existují tři pohybové fáze:

- Švihová fáze – končetina jde dopředu bez kontaktu s opěrnou bází
- Stojná fáze – končetina je v kontaktu s opěrnou bází
- Fáze dvojí opory – obě končetiny jsou zároveň v kontaktu s opěrnou bází (Véle, 2006, s. 348)

Fáze dvojí opory, kdy se obě končetiny zároveň dotýkají opěrné baze, tvoří přechod mezi fází švihovou a fází stojnou. Odvíjení špičky na stojné noze se zároveň kryje s kontaktem paty na švihové noze (Véle, 2006, s. 348).

Fáze krokového cyklu dle Perry (2010, pp. 9-16) jsou:

1. Počáteční kontakt – „initial contact“ (IC)
2. Reakce na zatížení – „loading response“ (LR)
3. Střed stojné fáze – „midstance“ (MS)
4. Konečný stoj – „terminal stance“ (TS)
5. Předšvihová fáze – „preswing phase“ (PSW)
6. Počáteční švih – „initial swing“ (ISW)
7. Střed švihové fáze – „midswing“ (MSW)
8. Konečný švih – „terminal swing“ (TSW)

Fáze krokového cyklu dle Vaughana jsou:

1. Úder paty – „heel strike“ (HS)
2. Kontakt nohy – „foot flat“ (FF)
3. Střed stojné fáze – „midstance“ (MS)
4. Odvinutí paty – „heel off“ (HO)
5. Odraz palce – „toe off“ (TO)
6. Zrychlení - „acceleration“
7. Střed švihové fáze – „midswing“ (MSW)
8. Zpomalení – „decelarion“

K důležitým předpokladům pro chůzi patří:

- Přesun těžiště těla z budoucí švihové končetiny nad stojnou končetinu
- Kontraktace trupu a pánve
- Řízení svalové aktivity kloubů švihové DK (dostatečná flexe pro elevaci nohy nad opěrnou plochu)
- Koordinované řízení svalové aktivity kloubů stojné DK (stabilita v sagitální a ve frontální rovině)

### **1.3.4 Charakter jednotlivých částí těla během krokového cyklu**

#### **Dolní končetiny**

Během švihové fáze dochází v kyčelním kloubu k flexi, mírné zevní rotaci a z počáteční addukce přechází na konci do abdukce. V kolenním kloubu dochází nejprve k flexi a poté k extenzi. V hlezenním kloubu dochází k dorzální flexi s mírnou everzí (Véle, 2006, s. 251).

Během stojné fáze dochází v kyčelním kloubu k extenzi od kontaktu paty až k odvinutí palce a k vnitřní rotaci. V kolenním kloubu dochází nejprve k flexi, a to od dotyku paty až po dotyk celé planty. Poté následuje extenze až do odvíjení paty, kdy začíná opět mírná flexe. V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze, a poté následuje dorzální flexe. Ve stojné fázi přilne noha k opěrné ploše, aby mohla zajistit spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly. Přitom se střídá supinace a pronace nohy.

Během krokového cyklu má tedy kyčelní kloub jeden vrchol flekční a jeden extenční, zatímco kolenní kloub má dva vrcholy flekční a dva extenční (Perry, 2010, ss. 51-103, Věle, 2006, s. 252).

## **Trup**

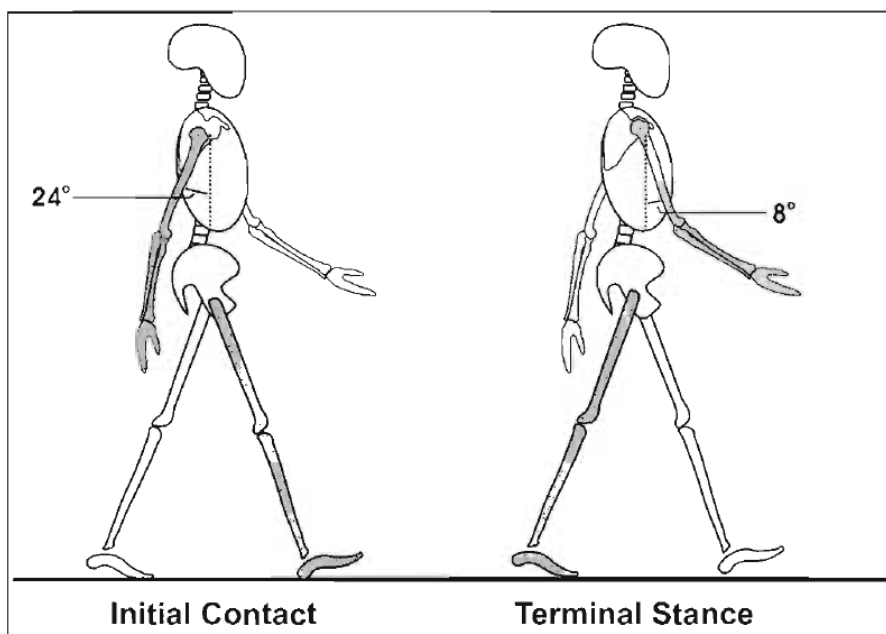
Během krokového cyklu se trup posouvá dopředu. Pánev se otáčí dopředu ve směru švihové dolní končetiny a ramenní pletenec rotuje v opačném směru. V páteři tím vzniká torzní pohyb s hypomochlionem ve výši osmého hrudního obratle. V ten stejný okamžik, co jde švihová dolní končetina s ipsilaterální částí pánve dopředu, jde do flexe kontralaterální horní končetina a celý ramenní pletenec na této straně se pohybuje vpřed (Věle, 2006, ss. 350-351, Whittle, 2007, p. 62). Trup stoupá a klesá dvakrát během cyklu o rozsahu cca 46 mm, kdy v nejnižší vertikální pozici je ve fázi loading response. Ve fázi midstance se nachází v oblasti nejvyššího bodu. (Perry, 2010, pp. 121-127).

## **Horní končetiny**

Horní končetiny jsou také důležitou součástí člověka při chůzi. V přirozené bipedální lokomoci se pohybují v opačném směru než příslušné dolní končetiny (jdou společně s kontralaterální dolní končetinou dopředu). Při pomalé chůzi se horní končetiny pohybují s ipsilaterální dolní končetinou, a to o dvojnásobné kadenci. V přirozené bipedální lokomoci provádí ramenní kloub spontánní švihový střídavý pohyb (Kirtley, 2006, p. 34).

Při chůzi dochází ke spontánnímu švihu ramene. Elfman vypočítal moment hybnosti paže při švihu do třech funkčních vzorů a zjistil, že nalezené výsledky na horních končetinách jsou opačné než u zbytku těla. Tím došel k závěru, že toto zjištění umožňuje dolním končetinám vykonat jejich pohyb bez dodání výrazné rotace těla. Během každého kroku paže vzájemně flektují a extendují plným obloukem v rozsahu 30° - 45°. Timing mezi dvěma horními končetinami je 50% v cyklu, kdy vrchol extenze v ramenním kloubu a také i v loketním kloubu se vyskytuje při heel strike ipsilaterální dolní končetiny a vrchol flexe v ramenním kloubu je při initial contact kontralaterální dolní končetiny. Během fáze od počátečního kontaktu do předšvihové fáze dochází na ipsilaterálním rameni a lokti k flexi a následně nástupem předšvihové fáze k extenzi podobně jako v předchozí fázi. Mezi jednotlivci existují značné rozdíly ve výši této flexe a extenze. Obecně platí, že větší rychlost chůze zvyšuje celkový oblouk pohybu jak na rameni, tak i v lokti. Ramenní kloub se pohybuje v rozmezí cca 32° do flexe/extenze při rychlosti chůze cca 92m/min. Na začátku je ramenní kloub v maximální extenzi (24°), a poté se ohýbá do pozice 8° flexe na konci

terminálního stoje (viz obr. 1). O něco později začíná také flexe v loketním kloubu, a to do rozsahu  $44^\circ$  a zápěstí se pohybuje přibližně do  $20^\circ$  flexe. Kontralaterální kontakt s podložkou na začátku předšvihové fáze stimuluje ramenní a loketní kloub k obrácení jejich pohybu směrem do extenze, který dosahuje pozice  $9^\circ$  před vertikálou. Tento pohyb pokračuje dále v průběhu švihové fáze. Loket má maximální extenzi v pozici  $20^\circ$  flexe při střední švihové fázi, kdy je ramenní kloub v  $8^\circ$  extenzi. Ramenní kloub pokračuje do opětovné finální pozice, což je  $24^\circ$  extenze, která je dosažena ve stejnostranném heel strike. Vztah vrcholu pohybu paže se stejnostranným nebo kontralaterálním chodidlem při heel strike je velice shodný. Rozdíl je menší než 0,1 sekund (Perry, 2010, s. 131-133).



Obr.1 Pohyb horních končetin při chůzi (Perry, 2010, p. 132)

Timing svalové činnosti se liší u každého jednotlivce. Lze však říci, že amplituda svalové aktivity na ramenním pletenci se zvyšuje při rychlejší chůzi.

Rameno představuje tři funkční vzory při chůzi. Dva dynamické vzory, kam se řadí flexe a extenze, a statický vzor, který udržuje a podporuje rameno. Podpora ramene je opatřena jak na lopatce, tak na pažní kosti. Lopatku aktivně udržují horní vlákna m. trapezius a kost pažní aktivně udržuje m. supraspinatus, který díky horizontálnímu postavení vláken umožňuje táhnout hlavicí kosti pažní do jamky. Extenze ramene a zpomalení flexe jsou dynamické pohyby, které jsou pod kontrolou zadní části deltového svalu (částečně i teres



major). K přerušení svalové aktivity horních vláken m. trapezius, m. supraspinatus a zadních vláken m. deltoideus dochází ve fázi, kdy se uskutečňuje přenášení váhy na opačnou stranu (Perry, 2010, s. 134-135).

## **1.5 Chůze u hemiparetického pacienta**

### **1.4.1 Základní charakteristika**

Důležitým předpokladem chůze je propojení mezi centrálním nervovým systémem a muskuloskeletárním systémem. Při poruše v CNS dochází mimo jiné k ovlivnění muskuloskeletárního systému ve smyslu provedení chůze, která souvisí s absencí normální svalové koordinace (Verma et al., 2010). Pro chůzi je nutné zapojení svalové aktivity v každém okamžiku krokového cyklu. Časová charakteristika chůze, která souvisí se svalovou aktivitou u zdravých jedinců, pochází spíše ze stereotypního vzoru. Timing svalové aktivity během chůze u pacientů po CMP je často porušen z důvodu poruchy centrální kontroly a rozvíjejí se kompenzační neuromuskulární strategie (Den Otter et al., 2007, pp. 1-2).

Chůze u hemiparetického pacienta často vede k abnormálním pohybovým vzorům, dochází ke změnám časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, snižování průměrné rychlosti chůze a ke změně poměru mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu.

K základním charakteristikám hemiparetické chůze tedy patří:

- Abnormální posturální reflexní aktivita
- Porucha koordinace pohybových a polohových vzorů
- Nerovnováha mezi agonisty a antagonisty
- Závislost na primitivních pohybových vzorech
- Ztráta obranných reakcí
- Neschopnost provést selektivní pohyby
- Senzorický, senzitivní, kognitivní deficit

Během jednotlivých fází krokového cyklu jsou u pacienta po cévní mozkové příhodě přítomny jednotlivé patologické komponenty, jako např. nedostatečná dorzální flexe v hlezenním kloubu během švihové fáze, nebo pacient není schopen kontaktovat podložku patou při fázi iniciálního kontaktu (tzv. foot drop). Tyto patologické komponenty jsou spojeny s komplexním patologickým pohybovým vzorem, který obsahuje spasticitu, svalovou slabost, poškození senzomotorické kontroly a mechanické změny ve svalech a kloubech. Ovšem přesnou typickou chůzi u hemiparetika nelze popsat. Každý pacient má individuální kombinace různých patologických komponent, které se u něho mohou objevit (Burridge et al., 2001, pp. 427-429; Murcková, 2001).

U hemiparetické chůze je často popisována svalová aktivita jednotlivých svalů. Tato neuromuskulární koordinace vytváří komplikovanou strukturu, která může být získána, pokud je správně určen vztah časové koordinace agonistických a antagonistických svalových dvojic. U pacientů po cévní mozkové příhodě je tato koaktivace zvláště zajímavá, protože synergistická aktivita flexorů během švihové fáze a extenzorů během stojné fáze vystihuje především charakteristiku svalové kontroly u pacientů po CMP s hemiparézou (Perry, 1993). Zvýšené trvání koaktivace mezi agonistickými svaly a svaly antagonistickými poukazuje na důležitost koordinační strategie k adaptaci primárního poškození výkonu svalové síly. Snížená koaktivace na paretické straně přispívá ke zhoršení posturální stability a ke zhoršení bipedální lokomoce. Přítomnost příliš velké koaktivace na neparetické straně umožňuje přizpůsobit obě dolní končetiny k udržení posturální stability během bipedální lokomoce (Lamontagne et al., 2000, pp. 407-408).

Některé studie zkoumaly také vliv na chůzi při aplikaci ortézy na ramenní kloub. Hesse sledoval, zda nové ortézy pro subluxované či bolestivě léčené rameno po CMP usnadňuje chůzi či nikoliv. Výsledky se hodnotily po 4 týdnech, kdy bylo zjištěno, že pacienti chodili více symetricky vzhledem k delší hemiparetické stojné fázi a aktivita paretického m. quadriceps femoris byla při chůzi vyšší a vhodně načasovaná. Dále si pacienti chválili komfort s ortézou a také to, že ortéza pomáhá ke zlepšení jejich běžných denních aktivit. Dále se díky ortéze zlepšila u subluxovaného ramene jeho stabilita. Nicméně nevýhodou této volby terapie bylo, že si pacienti stále stěžovali na bolesti v oblasti ramenního kloubu (Hesse et al., 2013, pp. 623-629).

Jiná studie také zkoumala vliv na chůzi při aplikaci závěsu na paretické rameno. Tato studie zkoumala tepovou frekvenci, rychlost chůze, oxygen cost a oxygen rate. Analyzovaly se všechny tyto hodnoty se závěsem i bez něho. Studie ukázala, že při porovnání tepové

frekvence mezi chůzí se závěsem na hemiparetické rameno (90,7 tepů/min.) a chůzí bez závěsu (91,3 tepů/min.), došlo ke snížení tepové frekvence při použití závěsu. Rychlost chůze se také zvýšila při aplikaci závěsu na rameno (rychlost chůze se závěsem – 32,8 m/min., rychlost chůze bez závěsu – 30,1 m/min.). Při chůzi se závěsem na hemiparetickém rameni se oxygen rate snížil o 7% a oxygen cost se oproti chůzi bez závěsu snížil 1,4krát. Závěrem lze říci, že použití závěsu na hemiparetické rameno při chůzi může zlepšit účinnost chůze těchto pacientů (Han et al., 2010, pp. 36-42).

#### **1.4.2 Vliv aktivity horních končetin na chůzi u hemiparetických pacientů**

Stabilita je klíčovým prvkem pro udržení rovnováhy těla a pro koordinované využití končetin v průběhu funkčních aktivit a chůze. Hemiparetičtí pacienti mají při chůzi nižší rychlost, asymetrii v držení postury, váha jde více na neparetickou stranu a je delší latence ve fázi dvojí opory. Tento typ chůze vyžaduje ve srovnání s chůzí zdravých jedinců více energie. A to z důvodu posunutí těžiště těla, což vyvolává větší metabolické nároky, a tím se zvyšuje únava. Vertikální projekce těžiště do podložky je posunuta směrem k neparetické straně, kdy rozdělení hmotnosti je asymetrické a větší váha je přenášena na neparetickou stranu. Jakýkoliv úkol, který zahrnuje jednoduchou koordinaci končetin, se u pacienta těžko vykonává. Tato asymetrie je sledována jak ve statické poloze, tak i během pohybu. Reorganizace pohybových vzorů je jedním z hlavních cílů navržené rehabilitace. Zhruba 60% pacientů po CMP dokáže chodit po uplynutí 3 měsíců, ale pouze u 40% z nich se obnoví jejich normální chůze (Fuzaro et al, 2012, pp. 157-165).

Lidská chůze zahrnuje i aktivní pohyby horních končetin a jejich omezování ovlivňuje pohybový vzor chůze jak u zdravých lidí, tak i u pacientů. Jednou z překážek pro zkoumání účinku horní končetiny na chůzi pacienta je to, že tito pacienti drží horní končetinu ve fixovaném postavení, aby udrželi rovnováhu. Aktivita horních končetin při chůzi na běžícím pásu ovlivňuje charakteristiku kroku a vzory aktivit svalů na dolní končetině, ale neovlivňuje celkové vzory pohybu v kloubech. Pozorované změny mohou být výsledkem samotného pohybu horních končetin, nebo změnou v posturální stabilitě v důsledku vnější opory horních končetin o madla, nebo se jedná o kombinaci obou těchto faktorů. U pacientů po CMP se objevuje vyšší aktivita svalů na dolních končetinách při stejné fázi chůze. Při švihové fázi chůze byl nejvýraznější vliv volného pohybu HKK na aktivitu m. tibialis anterior. Nedostatečná aktivita m. tibialis anterior je často pozorována během švihové fáze

chůze u pacientů po CMP, což vede k nedostatečné dorzální flexi během švihové fáze. Tyto výsledky naznačují, že bránění pohybu HKK při chůzi může problém pacienta zhoršit. Použití chodícího pásu má vliv na aktivitu svalových vzorců. Díky pohybům HKK dochází ke změně posturální stability a výsledné změny v pohybových vzorech svalů na DKK může facilitovat chůzi, kde není zevní opora k dispozici (Stephenson et al, 2010, pp. 109-115).

## **1.5 Systém Zebris FDM-T**

### **1.5.1 Základní údaje**

Systém Zebris® FDM-T je systém pro analýzu stoje a chůze, který měří silové a tlakové parametry při stoji a při chůzi. Jedná se o chodící pás, ve kterém je zabudována tlaková plošina. Měření z této plošiny lze synchronizovat se záznamem ze dvou kamer pro základní videoanalýzu pohybu (Kolářová et al., 2014, s. 38).

Snímací prvek se skládá z mnoha vysoce kvalitních senzorů kapacitní síly. Ke snímání silových parametrů je určena plošina, která má velikost 150x50cm a je integrovaná pod chodící pás s elektrickým pohonem.

Měřené údaje jsou zpracovány v reálném čase a výstupem je automaticky vygenerovaný report. Pomocí tohoto reportu se lze vyjádřit k zatížení dolní končetiny, k průběhu těžiště těla, k délce a šířce kroku a k dalším parametrům, které jsou specifické pro chůzi (Zebris Medical, 2012, p. 5).

### **1.5.2 Testované parametry a report analýzy chůze**

Report analýzy chůze podává grafické a číselné zpracování kinetiky chůze a časoprostorových parametrů.

K časoprostorovým parametrům chůze, které byly následně hodnoceny v praktické části diplomové práce, byly zařazeny následující:

- Step length [cm] – udává délku kroku, tzn. vzdálenost mezi kontaktem paty levé a pravé dolní končetiny
- Step width [cm] – udává šířku kroku
- Stance phase [%] – znamená stojnou fázi kroku, kdy se jedná o dobu kontaktu chodidla s podložkou

- Swing phase [cm] – znamená švihovou fázi kroku, kdy procentuálně vyjadřuje dobu, kdy je dolní končetina ve švihové fázi
- Cadence [steps/min] – znamená frekvenci, tzn. počet kroků za minutu
- Velocity [km/hod] – vyjadřuje průměrnou rychlost chůze během analyzovaného intervalu

K silovým parametrům chůze, které byly následně hodnoceny v praktické části diplomové práce, byly zařazeny následující:

- Length of gait line [mm] – znamená číselné vyjádření změny polohy center of pressure (COP, působiště vektoru reakční síly podložky) pro jednu dolní končetinu, které je vypočítáno na základě reakčních sil, které působí na podložku pro každou končetinu zvlášť
- Single support line [mm] – znamená číselné vyjádření hodnot stojné fáze chůze pro jednu dolní končetinu na základě změny polohy COP, které je vypočítáno na základě všech reakčních sil působících na podložku
- Ant/post position [mm] – znamená anteroposteriorní lokalizaci středového bodu z Butterfly Diagramu, kdy nulová hodnota odpovídá zadnímu okraji chodidla, který jde do kontaktu s podložkou
- Lateral symmetry [mm] – znamená laterolaterální lokalizaci středového bodu z Butterfly Diagramu, kdy záporné hodnoty označují posun doleva, kladné hodnoty označují posun doprava a nulová hodnota představuje symetrii (Kolářová et al., 2014, ss. 41-43)

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je zhodnotit vliv terapeutické intervence v oblasti paretické horní končetiny na pohybový vzor chůze u hemiparetických pacientů pomocí dynamické analýzy FDM-T systému.

### 2.2 Vědecké otázky a hypotézy

#### OTÁZKA 1

Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na vybrané parametry geometrie kroku?

**H<sub>0</sub>1** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

**H<sub>A</sub>1** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

**H<sub>0</sub>2** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

**H<sub>A</sub>2** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

## **OTÁZKA 2**

Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na jednotlivé fáze chůze?

**H<sub>0</sub>3** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

**H<sub>A</sub>3** Existuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

**H<sub>0</sub>4** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

**H<sub>A</sub>4** Existuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

### **OTÁZKA 3**

Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na vybrané parametry časových charakteristik chůze?

**H<sub>0</sub>5** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

**H<sub>A</sub>5** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]



**H<sub>06</sub>** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

**H<sub>A6</sub>** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

#### **OTÁZKA 4**

Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na jednotlivé parametry v Butterfly parameters?

**H<sub>07</sub>** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

**H<sub>A</sub>7** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

**H<sub>0</sub>8** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

**H<sub>A</sub>8** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

## **OTÁZKA 5**

Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na jednotlivé parametry Fugl-Meyer assessment upper extremity.

**H<sub>0</sub>9** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

**H<sub>A</sub>9** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

**H<sub>0</sub>10** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

**H<sub>A</sub>10** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

### **3 METODIKA**

V rámci diplomové práce byly hodnoceny a kvantifikovány parametry chůze u hemiparetických pacientů před terapií, po krátkodobé terapii a po dlouhodobé terapii. Měření a vyšetření probandů probíhalo v Kineziologické laboratoři na lůžkovém rehabilitačním oddělení ve Fakultní nemocnici Olomouc.

#### **3.1 Charakteristika souboru**

Do souboru bylo zahrnuto 10 pacientů mužského pohlaví. Vybraní pacienti byli z lůžkového rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice Olomouc. Všichni byli schopni samostatné chůze. Průměrný věk pacientů v průběhu měření byl 59,1 ( $\pm 8,99$ ) let. Průměrná doba od vzniku cévní mozkové příhody byla 25 ( $\pm 14,6$ ) dní. U 9 pacientů se jednalo o ischemickou cévní mozkovou příhodu (4 pacienti v oblasti arteria cerebri media (ACM) dx., 2 pacienti v ACM sin., jeden pacient v oblasti pons Varoli, jeden pacient v oblasti thalamu dx. a jeden pacient ve vertebrobazilárním povodí (a. vertebralis sin.)). U jednoho pacienta se jednalo o hemoragickou cévní mozkovou příhodu v oblasti fronto-parientálního laloku dx. Z celkového počtu mělo 7 mužů levostrannou a 3 muži pravostrannou hemiparézu. Kritériem pro zařazení do výzkumu byla schopnost samostatné chůze pacienta (bez dopomoci terapeuta, popřípadě opěrné pomůcky). Dalším kritériem byl stav pacienta v akutním nebo v subakutním stadiu. Každý ze zúčastněných osob podepsal informovaný souhlas, že byl plně srozuměn s průběhem měření, a že souhlasí se zpracováním dat do diplomové práce. Měření bylo schváleno etickou komisí FZV.

#### **3.2 Organizace**

Celé výzkumné šetření bylo sledováno a hodnoceno od října 2014 do března 2015. Testování pacientů se uskutečnilo v Kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji firmy Zebris®. Měření probíhalo za stejných podmínek a se stejnou instruktáží identické osoby u všech pacientů. Po dobu testování byli pacienti naboso.

### 3.3 Průběh měření

Před samotným měřením byli pacienti seznámeni s průběhem i s účelem měření a stvrdili to informovaným souhlasem (Příloha 1). Nejprve bylo provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byla zahrnuta anamnéza v podobě dotazníku (Příloha 2) a Fugl-Meyerův test (Příloha 3). Následně probíhalo vyšetření chůze v Kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji. Poté byla pacientovi provedena dvacetiminutová terapie v podobě ošetření měkkých tkání v oblasti paretické horní končetiny. Po terapii pacient podstoupil opět kineziologické vyšetření, které obsahovalo Fugl-Meyerův test a následně probíhalo přístrojové vyšetření na FDM-T přístroji. Po týdenní terapii na lůžkovém rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc bylo pacientovi opět provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byl zahrnut Fugl-Meyerův test a poté probíhalo přístrojové vyšetření chůze na FDM-T přístroji.

#### 3.3.1 Kineziologické vyšetření

V rámci kineziologického vyšetření byla odebrána anamnéza a byl proveden test obnovy motorických funkcí po CMP, a to Fugl-Meyer assessment upper extremity (FMA-UE). Jedná se o test, který hodnotí celkově motorickou funkci, hybnost končetin jak pasivně, tak aktivně a schopnost mobility. Zároveň obsahuje i hodnocení senzitivní složky, kde hodnotí povrchové i hluboké čítí a také se zaměřuje na bolestivost pacienta při hodnocení pasivního rozsahu pohybu. První část testu je zaměřena na hodnocení reflexů a motorických funkcí na paretické horní končetině, kdy se postupně sledují jednotlivé synergie. Dále tato část hodnotí koordinaci a rychlost paretické končetiny. Každý pokyn, co má pacient provést se hodnotí 0-2 body, kde 0 bodů znamená, že to pacient nezvládne, 1 částečně zvládne a 2 plně zvládne. Maximální počet bodů je 66. Další část obsahuje hodnocení senzitivní složky, a to jak povrchové čítí, tak i hluboké a je také hodnocena 0-2 body, kdy 2 body znamenají normu. Zde lze získat maximálně 12 bodů. Poslední část obsahuje hodnocení pasivního rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech a jeho bolestivost při pasivním pohybu. Hodnotí se opět body 0-2, kdy 0 znamená pohyb menší jak 10°, 1 snížený rozsah pohybu a 2 body je norma. U hodnocení bolestivosti 0 znamená konstantní bolest během pohybu, 1 částečná bolest a 2 bez bolesti. Z hodnocení pasivního rozsahu lze získat maximálně 24 bodů a z hodnocení bolestivosti také maximálně 24 bodů (Fugl-Meyer, 1975).

### 3.3.2 Vyšetření chůze

Vyšetření chůze bylo provedeno v kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji firmy Zebris®. Toto zařízení umožňuje analyzovat statické a dynamické rozložení sil a tlaku. Pro potřebná měření se z FDM-T přístroje analyzovalo rozložení sil a tlaku během bipedální lokomoce, kdy pacient byl nejprve seznámen a připraven na měření, následně byl uveden na pás. Rychlost pásu se stanovila podle jeho přirozené chůze. Po krátkém úvodním rozejití byla nahrávána jedna minuta chůze. Vyšetření probíhalo naboso. Z nahraných dat se vytvořil report. Aby se zabránilo ztrátě dat při technickém defektu pevného disku, byla v pravidelných intervalech naměřená data ukládána. Vyšetření chůze na FDM-T se prováděla před terapií, po krátkodobé terapii a naposledy po týdenní terapii, která probíhala na lůžkovém oddělení. K parametrům, které byly z reportu využity do diplomové práce (Příloha 4), byla zařazena:

- z jednotlivých parametrů geometrie chůze délka a šířka kroku, které byly hodnoceny v cm,
- z jednotlivých fází chůze stojná a švihová fáze, které se hodnotily v %,
- z jednotlivých parametrů timing frekvence a rychlost chůze, kdy frekvence se hodnotila steps/min a rychlost chůze v km/h,
- z jednotlivých parametrů Butterfly parameters průběh COP během stojné fáze, průběh COP během jednooporové fáze, ant/post pozice a laterální symetrie. Tyto parametry byly hodnoceny v mm.

### 3.3.3 Terapie

#### Krátkodobá terapie

Po vstupním vyšetření chůze na FDM-T přístroji byla pacientovi provedena terapie, která trvala cca 20 minut. Tato terapie byla zaměřena především na ošetření měkkých tkání v oblasti paretického ramenního pletence. Kůže a podkoží se protahovaly v řase pomocí Kiblerovy a Leubel-Dickovy řasy a řasy ve tvaru S a C. Dále byla terapie zaměřena na obnovení posunlivosti a protažitelnosti fascií v oblasti C-Th přechodu, dále fascie prsní a laterální. Současně se ošetřovaly svaly m. trapezius, m. pectoralis major, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. latissimus dorsi a m. biceps brachii (Lewit, 2003). Na konci terapie byl proveden placing horní končetiny s aproximací. Po provedení terapie se opět vyšetřila paretická horní končetina formou Fugl-Meyerova testu a následně se provedlo vyšetření chůze na FDM-T přístroji.

## **Dlouhodobá terapie**

Dlouhodobá terapie trvala jeden týden a probíhala za standardních podmínek dle zvoleného terapeuta během hospitalizace na lůžkovém oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Využívaly se metody jako PNF a Bobath koncept. Po týdenní terapii bylo pacientovi opět provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byl zahrnut Fugl-Meyerův test na paretickou horní končetinu a poté probíhalo přístrojové vyšetření chůze v Kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji.

## **3.4 Statistické zpracování dat**

Data byla analyzována pomocí statistického programu IBM SPSS Statistics verze 22 (USA). Pro zjištění efektu krátkodobé a dlouhodobé terapie u měřených parametrů byl použit Wilcoxonův párový test. Testy byly prováděny na hladině signifikance 0,05. V případě signifikantního výsledku byly distribuce měřených hodnot před terapií a po terapii a distribuce rozdílů (po terapii – před terapií) zobrazeny pomocí kvartilových krabicových grafů.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Výsledky vědecké otázky č. 1

Vědecká otázka č. 1 ve znění: „Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na vybrané parametry geometrie kroku?“ Tato otázka byla řešena ve dvou hypotézách. Výsledky jsou zpracovány z parametrů přístroje FDM-T a to délka kroku (cm) a šířka kroku (cm). Byl použit Wilcoxonův párový test a testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

#### 4.1.1 Výsledky k hypotéze $H_01$

**Hypotéza  $H_01$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

**Alternativní hypotéza  $H_{A1}$  ve znění:** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

Platnost hypotézy  $H_01$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů geometrie chůze před terapií a po krátkodobé terapii.



## Závěr

**Hypotézu  $H_01$  nelze zamítnout.** Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na délku kroku paretické DK ( $p = 0,952$ ), délku kroku neparetické DK ( $p = 0,480$ ) ani na šířku kroku ( $p = 0,863$ ).

**Tabulka 1** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změn hodnot před terapií a po krátkodobé terapii

Geometrie chůze	medián	min	max	p
délka kroku, paretická, před terapií	26	15	40	0,952
délka kroku, paretická, po krátkodobé terapii	27	18	33	
délka kroku, paretická, (2-1)	-1	-10	4	
délka kroku, neparetická, před terapií	24	8	43	0,480
délka kroku, neparetická, po krátkodobé terapii	25	6	37	
délka kroku, neparetická, (2-1)	1	-13	3	
šířka kroku, před terapií	16	8	22	0,863
šířka kroku, po krátkodobé terapii	16	10	18	
šířka kroku, (2-1)	0	-4	3	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 2 – po krátkodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

### 4.1.2 Výsledky k hypotéze $H_02$

**Hypotéza  $H_02$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

**Alternativní hypotéza  $H_{A2}$  ve znění:** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech geometrie kroku před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku [cm]
- Šířka kroku [cm]

Platnost hypotézy  $H_02$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů geometrie chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

## Závěr

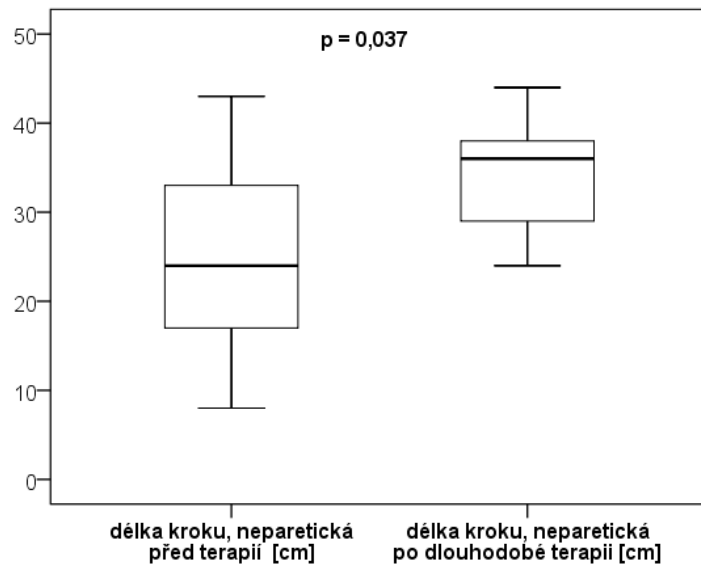
**Hypotézu  $H_02$  zamítáme pro parametr délka kroku neparetické DK.** Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní vliv dlouhodobé terapie na délku kroku neparetické DK ( $p = 0,037$ ). Po dlouhodobé terapii došlo k signifikantnímu zvětšení délky kroku (medián před terapií byl 24 cm, medián po terapii byl 36 cm).

U délky kroku paretické DK došlo také ke zvětšení, rozdíl však nebyl statisticky významný ( $p = 0,050$ ). Vliv dlouhodobé terapie nebyl prokázán ani pro šířku kroku ( $p = 0,766$ ).

**Tabulka 2** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změn hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii

Geometrie chůze	medián	min	max	p
délka kroku, paretická, před terapií	26	15	40	0,050
délka kroku, paretická, po dlouhodobé terapii	34	22	46	
délka kroku, paretická, (3-1)	6,5	-8	29	
délka kroku, neparetická, před terapií	24	8	43	0,037
délka kroku, neparetická, po dlouhodobé terapii	36	24	44	
délka kroku, neparetická, (3-1)	6	-12	36	
šířka kroku, před terapií	16	8	22	0,766
šířka kroku, po dlouhodobé terapii	16	7	20	
šířka kroku, (3-1)	1	-9	4	

Legenda k tabulce: 1 – před terapií, 3 – po dlouhodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu



Obr. 2 Kvartilový krabicový graf – distribuce délky kroku neparetické DK před terapií a po dlouhodobé terapii.

## 4.2 Výsledky vědecké otázky č. 2

Vědecká otázka č. 2 ve znění: „Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na jednotlivé fáze chůze?“ Tato otázka byla řešena ve dvou hypotézách. Výsledky jsou zpracovány z parametrů přístroje FDM-T a to stojná fáze [%] a švihová fáze [%]. Byl použit Wilcoxonův párový test a testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

### 4.2.1 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

**Hypotéza H<sub>03</sub> ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

**Alternativní hypotéza H<sub>A3</sub> ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

Platnost hypotézy  $H_03$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů fáze chůze před terapií a po krátkodobé terapii.

## Závěr

**Hypotézu  $H_03$  nelze zamítnout.** Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na sledované parametry fáze chůze.

**Tabulka 3** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů fáze chůze (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii

Fáze chůze	medián	min	max	p
stojná fáze, paretická, před terapií	69	64	78	0,959
stojná fáze, paretická, po krátkodobé terapii	69	65	78	
stojná fáze, paretická, (2-1)	0	-2	5	
stojná fáze, neparetická, před terapií	72	66	84	0,374
stojná fáze, neparetická, po krátkodobé terapii	73	67	84	
stojná fáze, neparetická, (2-1)	0	-2	3	
švihová fáze, paretická, před terapií	31	22	36	0,959
švihová fáze, paretická, po krátkodobé terapii	31	22	35	
švihová fáze, paretická, (2-1)	0	-5	2	
švihová fáze, neparetická, před terapií	28	16	34	0,374
švihová fáze, neparetická, po krátkodobé terapii	27	16	33	
švihová fáze, neparetická, (2-1)	0	-3	2	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 2 – po krátkodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

#### 4.2.2 Výsledky k hypotéze $H_04$

**Hypotéza  $H_04$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

**Alternativní hypotéza  $H_{A4}$  ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých fázích chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Stojná fáze [%]
- Švihová fáze [%]

Platnost hypotézy  $H_04$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů fáze chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

#### **Závěr**

**Hypotézu  $H_04$  nelze zamítnout.** Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv dlouhodobé terapie na sledované parametry fáze chůze.

**Tabulka 4** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů fáze chůze (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii

Fáze chůze	medián	min	max	p
stojná fáze, paretická, před terapií	69	64	78	0,074
stojná fáze, paretická, po dlouhodobé terapii	67	64	75	
stojná fáze, paretická, (3-1)	-2	-13	3	
stojná fáze, neparetická, před terapií	72	66	84	0,114
stojná fáze, neparetická, po dlouhodobé terapii	70	65	77	
stojná fáze, neparetická, (3-1)	-4	-14	5	
švihová fáze, paretická, před terapií	31	22	36	0,074
švihová fáze, paretická, po dlouhodobé terapii	33	25	36	
švihová fáze, paretická, (3-1)	2	-3	13	
švihová fáze, neparetická, před terapií	28	16	34	0,114
švihová fáze, neparetická, po dlouhodobé terapii	30	23	35	
švihová fáze, neparetická, (3-1)	4	-5	14	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 3 – po dlouhodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

### 4.3 Výsledky vědecké otázky č. 3

Vědecká otázka č. 3 ve znění: „Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na vybrané parametry časových charakteristik chůze?“ Tato otázka byla řešena ve dvou hypotézách. Výsledky jsou zpracovány z parametrů přístroje FDM-T a to frekvence kroků a rychlost chůze. Byl použit Wilcoxonův párový test a testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

#### 4.3.1 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

**Hypotéza H<sub>05</sub> ve znění:** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

**Alternativní hypotéza  $H_{A5}$  ve znění:** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

Platnost hypotézy  $H_05$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů timing (frekvence kroků, rychlost chůze) před terapií a po krátkodobé terapii.

### Závěr

**Hypotézu  $H_05$  nelze zamítnout.** Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na sledované parametry timing.

**Tabulka 5** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii

Timing	medián	min	max	p
frekvence kroků, před terapií	74	49	114	0,441
frekvence kroků, po krátkodobé terapii	75	50	106	
frekvence kroků, (2-1)	-1	-8	27	
rychlost chůze, před terapií	1,2	0,4	1,7	1,000
rychlost chůze, po krátkodobé terapii	1,2	0,4	1,7	
rychlost chůze, (2-1)	0,0	0,0	0,0	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 2 – po krátkodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

### 4.3.2 Výsledky k hypotéze $H_06$

**Hypotéza  $H_06$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

**Alternativní hypotéza  $H_{A6}$  ve znění:** Existuje významný rozdíl ve vybraných parametrech timing před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Frekvence kroků [steps/min]
- Rychlost chůze [km/h]

Platnost hypotézy  $H_06$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů timing (frekvence kroků, rychlost chůze) před terapií a po dlouhodobé terapii.

### Závěr

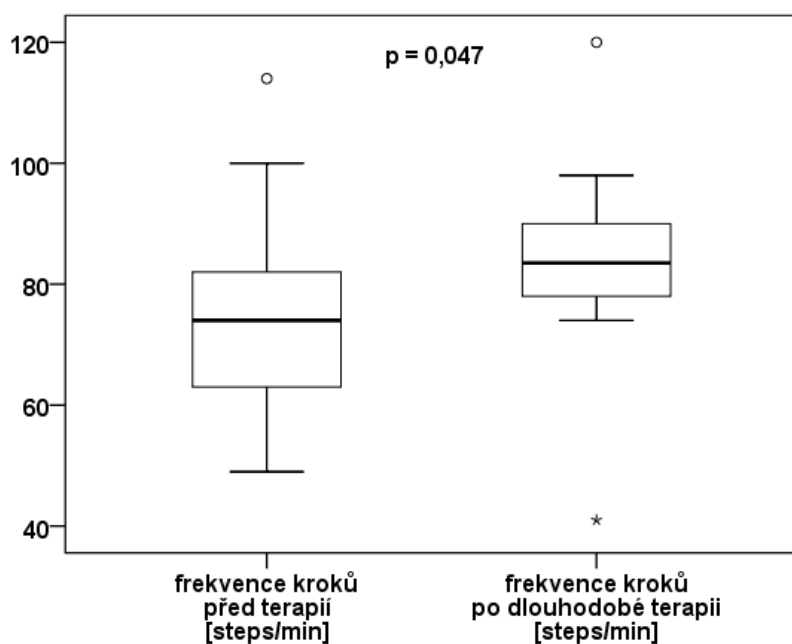
**Hypotézu  $H_06$  zamítáme pro oba sledované parametry.** Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní vliv dlouhodobé terapie na frekvenci kroků ( $p = 0,047$ ) a rychlost chůze ( $p = 0,008$ ). Po dlouhodobé terapii došlo k signifikantnímu zvýšení frekvence kroků (medián před terapií byl 74 kroků/min, medián po terapii byl 84 kroků/min) a současně došlo k signifikantnímu zvýšení rychlosti chůze (medián rychlosti před terapií byl 1,2 km/hod a po terapii 1,7 km/hod.)



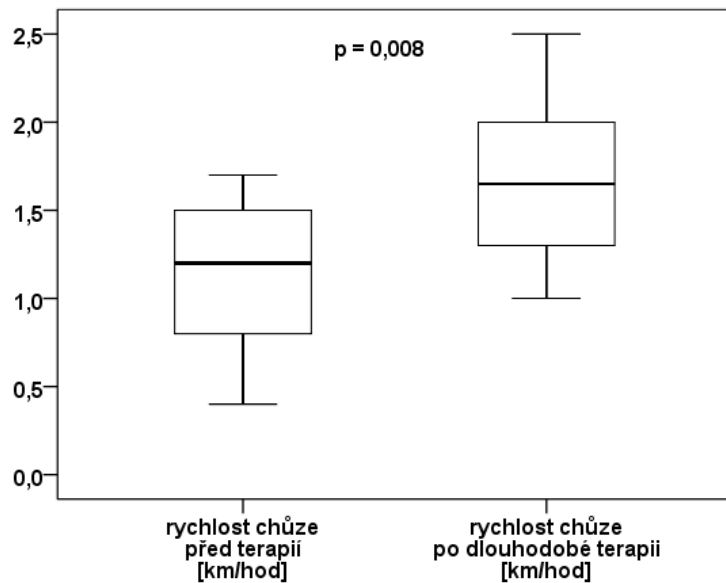
**Tabulka 6** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii

Timing	medián	min	max	p
frekvence kroků, před terapií	74	49	114	<b>0,047</b>
frekvence kroků, po dlouhodobé terapii	84	41	120	
frekvence kroků, (3-1)	7	-8	22	
rychlost chůze, před terapií	1,2	0,4	1,7	<b>0,008</b>
rychlost chůze, po dlouhodobé terapii	1,7	1,0	2,5	
rychlost chůze, (3-1)	0,4	0,0	1,6	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 3 – po dlouhodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu



Obr. 3 Kvartilový krabicový graf – distribuce frekvence kroků před terapií a po dlouhodobé terapii



Obr 4 Kvartilový krabicový graf – distribuce rychlosti chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.

#### 4.4 Výsledky vědecké otázky č. 4

Vědecká otázka č. 4 ve znění: „Má vliv terapeutická intervence paretické horní končetiny na jednotlivé parametry v Butterfly parameters?“ Tato otázka byla řešena ve dvou hypotézách. Výsledky jsou zpracovány z parametrů přístroje FDM-T a to průběh COP během stojné fáze [mm], průběh COP během jednooborové fáze [mm], Ant/post position [mm] a lateral symmetry [mm]. Byl použit Wilcoxonův párový test a testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

##### 4.4.1 Výsledky k hypotéze H<sub>07</sub>

**Hypotéza H<sub>07</sub> ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Lateral symmetry [mm]

**Alternativní hypotéza H<sub>A7</sub> ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

Platnost hypotézy H<sub>07</sub> byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii.

### Závěr

**Hypotézu H<sub>07</sub> nelze zamítnout.** Wilcoxonův párový test neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na Butterfly parametry.

**Tabulka 7** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii

Butterfly parameters	medián	min	max	p
COP během stojné fáze, paretická, 1	172	94	202	0,415
COP během stojné fáze, paretická, 2	162	84	192	
COP během stojné fáze, paretická, (2-1)	-5	-42	19	
COP během stojné fáze, neparetická, 1	177	164	221	0,575
COP během stojné fáze, neparetická, 2	187	164	195	
COP během stojné fáze, neparetická, (2-1)	3	-30	28	
COP během jednooporové fáze, paretická, 1	38	14	81	0,386
COP během jednooporové fáze, paretická, 2	27	11	85	
COP během jednooporové fáze, paretická, (2-1)	-1	-23	4	
COP během jednooporové fáze, neparetická, 1	55	22	88	0,683
COP během jednooporové fáze, neparetická, 2	44	21	73	
COP během jednooporové fáze, neparetická, (2-1)	2	-41	12	
ant/post pozice, 1	158	146	172	0,386

ant/post pozice, 2	160	146	169	
ant/post pozice, (2-1)	-1	-12	7	
laterální symetrie, 1	-10	-42	1	0,646
laterální symetrie, 2	-18	-39	9	
laterální symetrie, (2-1)	-1	-20	20	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 2 – po krátkodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu

#### 4.4.2 Výsledky k hypotéze $H_08$

**Hypotéza  $H_08$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

**Alternativní hypotéza  $H_A8$  ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Průběh COP během stojné fáze [mm]
- Průběh COP během jednooborové fáze [mm]
- Ant/post position [mm]
- Laterál symmetry [mm]

Platnost hypotézy  $H_08$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii.

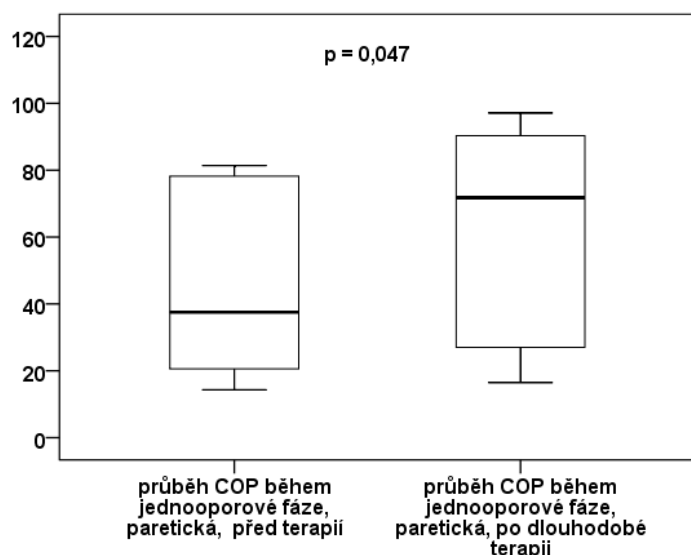
## Závěr

**Hypotézu  $H_08$  zamítáme pro parametr průběh COP během jednooporové fáze u paretické DK.** Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní zvýšení hodnoty parametru (medián před terapií byl 38 mm, medián po terapii byl 72 mm, hladina signifikance Wilcoxonova párového testu  $p = 0,047$ ). U ostatních měřených parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv dlouhodobé terapie.

**Tabulka 8** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii

Butterfly parameters	medián	min	max	p
COP během stojné fáze, paretická, 1	172	94	202	0,333
COP během stojné fáze, paretická, 3	163	140	213	
COP během stojné fáze, paretická, (3-1)	7	-37	64	
COP během stojné fáze, neparetická, 1	177	164	221	0,169
COP během stojné fáze, neparetická, 3	188	164	222	
COP během stojné fáze, neparetická, (3-1)	12	-40	34	
COP během jednooporové fáze, paretická, 1	38	14	81	<b>0,047</b>
COP během jednooporové fáze, paretická, 3	72	17	97	
COP během jednooporové fáze, paretická, (3-1)	10	-28	77	
COP během jednooporové fáze, neparetická, 1	55	22	88	0,114
COP během jednooporové fáze, neparetická, 3	75	35	112	
COP během jednooporové fáze, neparetická, (3-1)	19	-40	90	
ant/post pozice, 1	158	146	172	0,074
ant/post pozice, 3	163	148	179	
ant/post pozice, (3-1)	7	-6	14	
laterální symetrie, 1	-10	-42	1	0,285
laterální symetrie, 3	-8	-30	19	
laterální symetrie, (3-1)	2	-12	30	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 3 – po dlouhodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu



Obr 5 Kvartilový krabicový graf – distribuce průběhu COP během jednooporové fáze u paretické DK před terapií a po dlouhodobé terapii

## 4.5 Výsledky vědecké otázky č. 5

Vědecká otázka č. 5 ve znění: „Má vliv terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny na parametry Fugl-Meyer assessment Upper extremity?“ Tato otázka byla řešena ve dvou hypotézách. Výsledky jsou zpracovány z hodnoceného testu a byly hodnoceny parametry jako motor function, sensation, passive joint motion a joint pain. Byl použit Wilcoxonův párový test a testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

### 4.5.1 Výsledky k hypotéze H<sub>09</sub>

**Hypotéza H<sub>09</sub> ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

**Alternativní hypotéza H<sub>A9</sub> ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po krátkodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

Platnost hypotézy  $H_09$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po krátkodobé terapii.

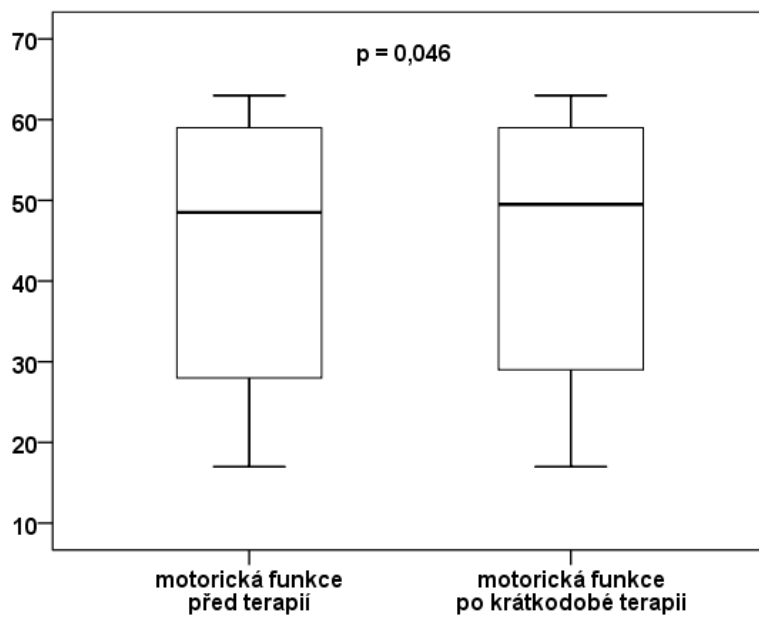
## Závěr

**Hypotézu  $H_09$  zamítáme pro parametr motorická funkce a parametr pasivní rozsah pohybu.** Po krátkodobé terapii došlo k signifikantnímu zvýšení počtu bodů u motorické funkce u 40% pacientů (medián před terapií byl 49 bodů, medián po terapii byl 50 bodů,  $p = 0,046$ ). Po krátkodobé terapii dále došlo k signifikantnímu zvýšení pasivního rozsahu pohybu u 50 % pacientů (mediány počtu bodů byly před terapií i po krátkodobé terapii stejné 23 bodů,  $p = 0,025$ ). U ostatních sledovaných parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv krátkodobé terapie.

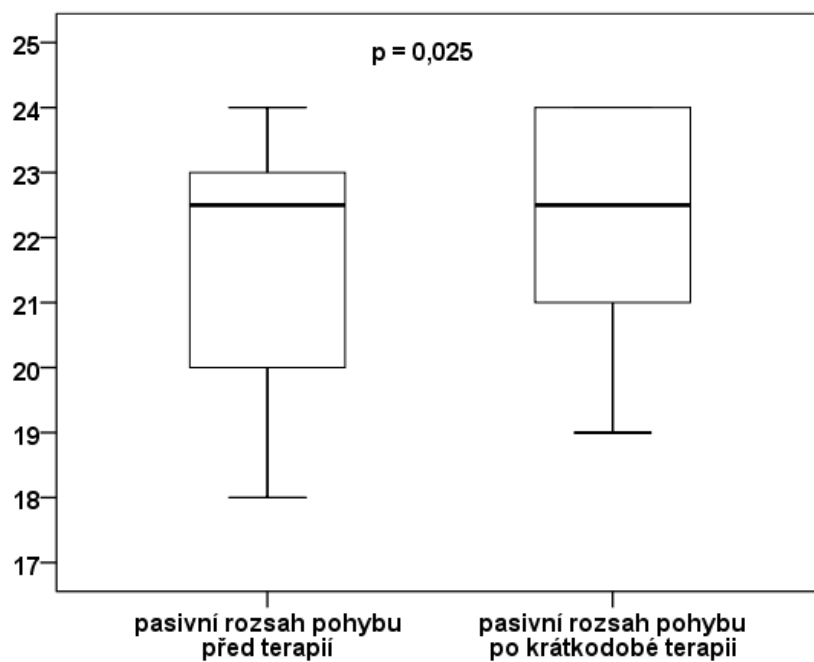
**Tabulka 9** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii

Fugl-Meyer test	medián	min	max	p
motorická funkce, před terapií	49	17	63	<b>0,046</b>
motorická funkce, po krátkodobé terapii	50	17	63	
motorická funkce, (2-1)	0	0	1	
čítí, před terapií	12	7	12	1,000
čítí, po krátkodobé terapii	12	7	12	
čítí, (2-1)	0	0	0	
pasivní rozsah pohybu, před terapií	23	18	24	<b>0,025</b>
pasivní rozsah pohybu, po krátkodobé terapii	23	19	24	
pasivní rozsah pohybu, (2-1)	0,5	0	1	
bolestivost kloubu, před terapií	24	23	24	1,000
bolestivost kloubu, po krátkodobé terapii	24	23	24	
bolestivost kloubu, (2-1)	0	0	0	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 2 – po krátkodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu



Obr. 6 Kvartilový krabicový graf – distribuce motorické funkce před terapií a po krátkodobé terapii



Obr. 7 Kvartilový krabicový graf – distribuce pasivního rozsahu pohybu před terapií a po krátkodobé terapii.



#### 4.5.2 Výsledky k hypotéze $H_010$

**Hypotéza  $H_010$  ve znění:** Neexistuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

**Alternativní hypotéza  $H_A10$  ve znění:** Existuje významný rozdíl v jednotlivých parametrech Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po dlouhodobé terapii.

Hodnocené parametry:

- Motor function [max. 66 bodů]
- Sensation [max. 12 bodů]
- Passive joint motion [max. 24 bodů]
- Joint pain [max. 24 bodů]

Platnost hypotézy  $H_010$  byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány hodnoty sledovaných parametrů Fugl-Meyer assessment upper extremity před terapií a po dlouhodobé terapii.

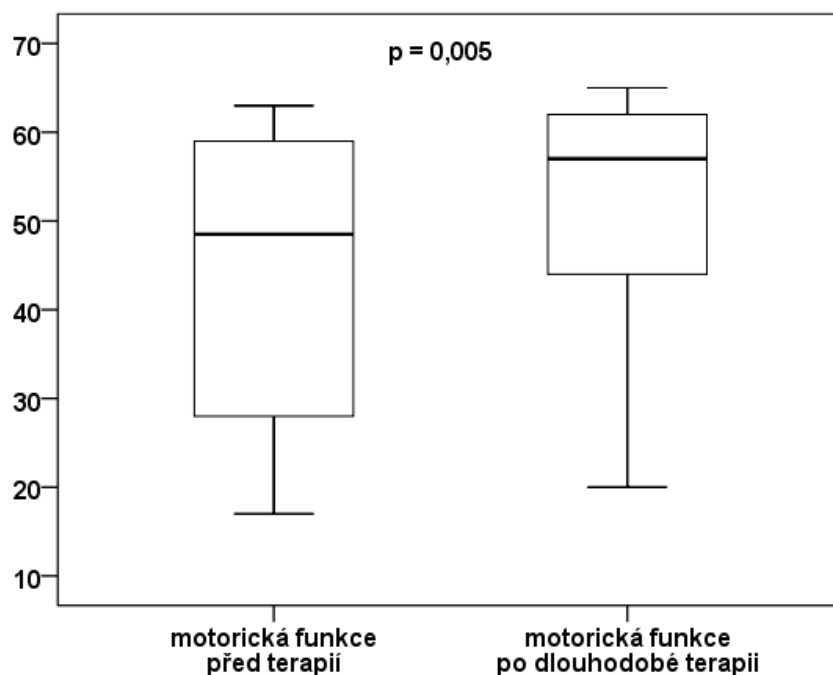
#### **Závěr**

**Hypotézu  $H_010$  zamítáme pro parametr motorická funkce a parametr pasivní rozsah pohybu.** Po dlouhodobé terapii došlo k signifikantnímu zvýšení počtu bodů u motorické funkce u 100% pacientů (medián před terapií byl 49 bodů, medián po terapii byl 57 bodů,  $p = 0,005$ ). Po dlouhodobé terapii dále došlo k signifikantnímu zvýšení pasivního rozsahu pohybu u 90 % pacientů (medián počtu bodů byl před terapií 23 bodů, po terapii 24 bodů,  $p = 0,006$ ). U ostatních sledovaných parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv dlouhodobé terapie.

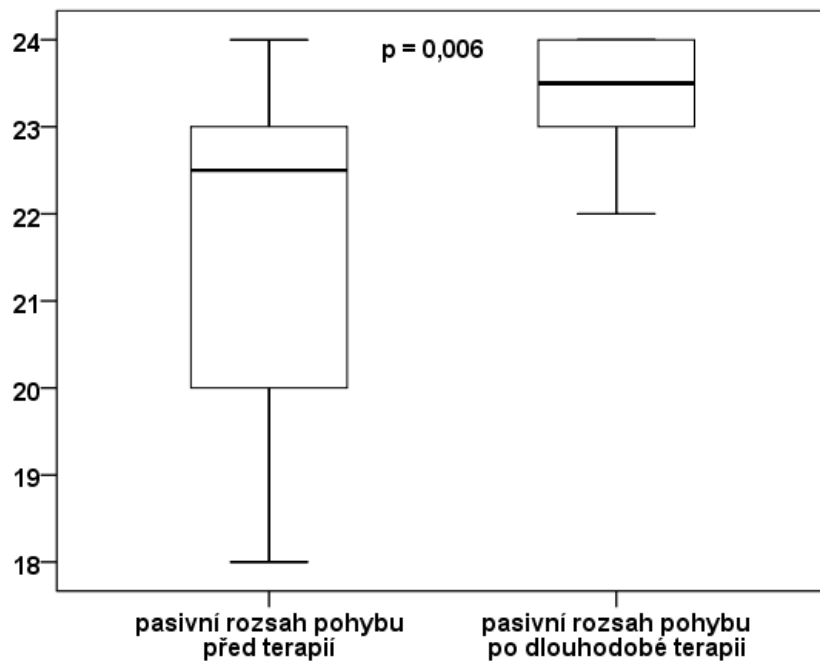
**Tabulka 10** Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii

<b>Fugl-Meyer test</b>	medián	min	max	p
motorická funkce, před terapií	49	17	63	<b>0,005</b>
motorická funkce, po dlouhodobé terapii	57	20	65	
motorická funkce, (3-1)	5	2	16	
čítí, před terapií	12	7	12	0,317
čítí, po dlouhodobé terapii	12	7	12	
čítí, (3-1)	0	0	3	
pasivní rozsah pohybu, před terapií	23	18	24	<b>0,006</b>
pasivní rozsah pohybu, po dlouhodobé terapii	24	22	24	
pasivní rozsah pohybu, (3-1)	1	0	5	
bolestivost kloubu, před terapií	24	23	24	1,000
bolestivost kloubu, po dlouhodobé terapii	24	23	24	
bolestivost kloubu, (3-1)	0	0	0	

**Legenda k tabulce:** 1 – před terapií, 3 – po dlouhodobé terapii, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, p – hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu



Obr. 8 Kvartilový krabicový graf – distribuce motorické funkce před terapií a po dlouhodobé terapii



Obr. 9 Kvartilový krabicový graf – distribuce pasivního rozsahu pohybu před terapií a po dlouhodobé terapii

## 5 DISKUZE

U pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu, často přetrvává část neurologického deficitu, který následně ovlivňuje funkční schopnosti pacienta. Jedná se jak o ovlivnění soběstačnosti a samostatnosti, tak následně i o samotnou bipedální lokomoci. Pro zdravého jedince jsou tyto schopnosti samozřejmostí a neuvědomuje si jejich důležitost a potřebu pro běžný a samostatný život. Teprve člověk, který prodělal určitou nemoc a přežil u něj z nemoci jistý neurologický deficit, si uvědomuje jejich důležitost a podstatu pro správné a dostatečné funkční schopnosti k samostatnému a běžnému životu.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv okamžitého efektu terapie v podobě ošetření měkkých tkání v oblasti hemiparetického ramenního pletence a dopad na chůzi u hemiparetického pacienta. Následně pak zjistit vliv dlouhodobé terapie, která se konala na oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc trvající týden, a zároveň vliv na ramenní pletenec a následně i na chůzi u hemiparetických pacientů.

Chůze u hemiparetického pacienta často vede k abnormálním pohybovým vzorům, dochází ke změnám časoprostorových, dynamických a kinematických charakteristik, ke snížení průměrné rychlosti chůze a ke změně poměru mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu. A jak se může odrazit činnost ramenního pletence na chůzi hemiparetického pacienta? O této problematice není doposud mnoho známo, ovšem existují studie, které tento vliv zkoumaly. Např. studie Hesse zkoumala vliv na chůzi při aplikaci ortézy na ramenní kloub. Sledovalo se, zda nové ortézy pro subluxované či bolestivě léčené rameno po CMP usnadňují chůzi či ne. Výsledky se hodnotily po 4 týdnech, kdy bylo zjištěno, že pacienti chodili více symetricky vzhledem k delší hemiparetické stojné fázi, aktivita paretického m. quadriceps femoris byla při chůzi vyšší a vhodně načasovaná. Dále si pacienti chválili komfort s ortézou nejen při chůzi, ale i ohledně zlepšení jejich běžných denních aktivit. Dále se díky ortéze zlepšila u subluxovaného ramene jeho stabilita. Nevýhodou této volby terapie byla bolestivost v oblasti ramenního kloubu (Hesse et al., 2013, pp. 623-629). Jiná studie zkoumala vliv na chůzi při aplikaci závěsu na paretické rameno. Tato studie sledovala tepovou frekvenci, rychlost chůze, oxygen cost a oxygen rate. Analyzovaly se všechny tyto hodnoty bez i se závěsem na hemiparetické rameno. Srovnáním tepové frekvence mezi chůzí se závěsem na hemiparetické rameno (90,7 tepů/min.) a chůzí bez závěsu (91,3 tepů/min.) tato studie ukázala snížení tepové frekvence při použití závěsu na hemiparetické rameno. Zvýšila se i rychlost chůze (rychlost chůze se závěsem byla 32,8 m/min., rychlost chůze bez závěsu

byla 0,1 m/min.). Závěrem lze říci, že použití závěsu na hemiparetické rameno při chůzi může zlepšit účinnost chůze těchto pacientů (Han et al., 2010, pp. 36-42).

Aktivita horních končetin má vliv na chůzi u hemiparetických pacientů. Studie dle Stephensonova zkoumala aktivitu horních končetin a vliv jejich pohybu při chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě na běžícím pásu. Lidská chůze zahrnuje i aktivní pohyby horních končetin. Jakékoliv jejich omezení ovlivňuje pohybový vzor chůze jak u zdravých lidí, tak i u pacientů. Zapojení horních končetin změní aktivitu svalů na dolních končetinách jak při chůzi u zdravých lidí, tak i při pasivním recipročním pohybu dolních končetin u pacientů po poranění míchy. Jednou z překážek pro zkoumání účinku horní končetiny na chůzi pacienta je skutečnost, že pacienti pro zajištění rovnováhy drží horní končetinu ve fixovaném postavení. Účelem studie bylo vyhodnotit vliv pohybu horních končetin na kinematiku a svalovou aktivitu dolních končetin při chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě, a to při držení, bez držení za úchyty a při držení za posuvné úchyty. Předpokládalo se, že provedení pohybů horními končetinami při chůzi na běžícím pásu bude mít za následek podobnou svalovou aktivitu dolních končetin, které lze pozorovat u zdravých lidí. Studie se zúčastnilo 10 pacientů po cévní mozkové příhodě a jako kontrolní skupina bylo 10 zdravých jedinců. Průměrný věk osob byl 62 let. Rychlost chůze byla nastavena podle přání pacienta, aby mu daná rychlost přirozeně vyhovovala. Průměrná rychlost u pacientů po cévní mozkové příhodě byla nižší než u zdravých lidí. Kinematické údaje byly odebrány systémem Vicon-512 za použití 40ti reflexních značek umístěných na specifických anatomických bodech a aktivace svalů byla zaznamenávána pomocí povrchové elektromyografie z m. soleus, m. tibialis anterior, m. semitendinosus a m. quadriceps femoris z pravé i z levé strany. Aktivita horních končetin při chůzi na běžícím pásu ovlivňuje charakteristiku kroku a vzory aktivit svalů na dolní končetině, ale neovlivňuje celkové vzory pohybů v kloubech. Pozorované změny mohou být výsledkem samotného pohybu horních končetin nebo změnou v posturální stabilitě v důsledku vnější opory horních končetin o madla nebo se jedná o kombinaci obou těchto faktorů. Během stojné fáze se zvýšila aktivita m. semitendinosus a m. quadriceps femoris při volném pohybu horních končetin. Tato svalová aktivita je citlivá na velikost zatížení těla, a proto v důsledku zvýšeného zatížení při pohybu volných horních končetin (bez opory o madla) je tato aktivita svalů zvýšená. Přestože tato zvýšená svalová činnost může podporovat získání větší síly a může více realisticky připravit pacienta na chůzi, tak pokračováním vysoké úrovně aktivity po celou dobu stojné fáze může mít nepříznivý dopad na rozvoj správné svalové aktivity při švihové

fáze. Celkově lze tedy říci, že u pacientů po cévní mozkové příhodě se objevuje vyšší aktivita svalů na dolních končetinách ve stejné fázi chůze. Při švihové fázi chůze byl nejvýraznější vliv volného pohybu horních končetin na aktivitu m. tibialis anterior. Nedostatečná aktivita m. tibialis anterior je často pozorována během švihové fáze chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě a to vede k nedostatečné dorzální flexi během švihové fáze. Výsledky naznačují, že bránění pohybu horních končetin při chůzi může zhoršit problém pacienta. Použití chodícího pásu má vliv na aktivitu svalových vzorců. Díky pohybům horních končetin došlo ke změně posturální stability a výsledné změny v pohybových vzorech svalů na dolních končetinách může facilitovat chůzi, kde není zevní opora k dispozici (Stephenson et al, 2010, pp. 109-115).

Z těchto studií vyplývá, že horní končetiny určitým způsobem ovlivňují bipedální lokomoci u pacientů po cévní mozkové příhodě. Nicméně studie, které by se zabývaly okamžitým efektem terapie v podobě ošetření měkkých tkání ramenního pletence a její dopad na chůzi doposud nejsou známy.

## **5.1 Diskuze k výběru probandů**

Pro diplomovou práci byli vybráni pacienti s hemiparézou, která vznikla na podkladě cévní mozkové příhody. Ve většině případů se jednalo o ischemickou cévní mozkovou příhodu, pouze v jednom případě se jednalo o hemoragickou. Do souboru bylo zahrnuto 10 pacientů mužského pohlaví, neboť muži bývají postiženi častěji a dříve než ženy. U žen snižuje výskyt cévních mozkových příhod estrogen tím, že moduluje tvorbu endoteliálních faktorů, udržuje vazodilataci a udržuje antiproliferativní a antiadhezivní vlastnosti endotelu (Kalita, 2008, s. 148, Zvolský, 2012, ss. 1-4). Také podle některých randomizovaných klinických studií a experimentálních výzkumů má výskyt i charakter iktů u obou pohlaví určité odlišnosti. K nim lze zařadit věkovou distribuci, specifické rizikové faktory cévní mozkové příhody (těhotenství, antikoncepce, postmenopauzální hormonální substituce, migréna) a odlišnou distribuci aterosklerotických stenotizujících změn mozkových tepen. Dále jsou určité odlišnosti mezi pohlavími i u akutní léčby a u sekundární prevence (Kalita, 2008, s. 148).

Vybraní pacienti byli z oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc a nutnou podmínkou pro zařazení do výzkumu byla schopnost samostatné chůze pacienta (bez dopomoci terapeuta, popřípadě opěrné pomůcky). Dalším kritériem byl stav pacienta v akutním nebo v subakutním stadiu, kdy Musilová et al. ve své studii potvrzuje, že celková léčba a intenzivní rehabilitace vede u pacientů po cévní mozkové příhodě v akutním stádiu ke zlepšení stavu, a tím i zvýšení míry funkční nezávislosti (Musilová et al., 2014, s. 139).

## **5.2 Diskuze k průběhu a k metodice měření**

Celé výzkumné šetření probíhalo ve Fakultní nemocnici Olomouc v kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji firmy Zebris®. Nejprve bylo provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byla zahrnuta anamnéza a Fugl-Meyerův test. Tento test byl vybrán z důvodu, že hodnotí komplexně senzomotorickou složku u pacientů po cévní mozkové příhodě. I ve studii Fuzaro et al. byl využit k hodnocení tento test. Studie zkoumala ovlivnění pohybových vzorů u pacienta po CMP pomocí techniky tzv. Constraint-Induced Movement Therapy (CIMT), která využívá omezení neparetické horní končetiny. Zároveň pacient 6 hodin denně trénuje paretickou horní končetinu po dobu dvou týdnů. The Forced-Use Therapy (FUT) je technika, která předcházela CIMT. Obsahuje pouze omezení neparetické horní končetiny bez tréninku paretické HK. Ve studii dle Fuzara se používaly obě techniky v modifikované formě (mFUT, mCIMT). Jejich hlavním cílem byl pohyb na paretické horní končetině a zároveň se řešilo, zda tato forma rehabilitace bude mít vliv na dolní končetiny i zda ovlivní u pacienta rovnováhu a chůzi. K hodnocení výsledků se využily škály jako The Stroke Impact Scale (SIS), Berg Balance Scale (BBS), Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery (FM), 10-meter walking test, Time up and Go test (TUG). Průzkum ukázal, že rehabilitace pomocí mFUT a mCIMT u pacientů po CMP pomáhá upravit koordinaci mezi horní a dolní končetinou při krokovém cyklu. Tím, že se omezil pohyb na neparetické horní končetině se zasáhlo do rovnováhy pacienta, a proto muselo dojít k reorganizaci těžiště těla. Tím lze také vysvětlit zlepšení v BBS a v FM škálách, kdy se zlepšil stupeň nezávislosti a zlepšila se statická a dynamická rovnováha. (Fuzaro et al, 2012, pp. 157-165).

Následně po kineziologickém vyšetření probíhalo vyšetření chůze v kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji, který má výhodu, že zaznamenává nejen silové a tlakové parametry chůze, ale také prostorové a časové charakteristiky. Kesar uvádí, že chodící pásy

jsou cenným nástrojem pro měření chůze v klinických studiích a aplikovaném výzkumu, kdy poskytují základní časoprostorové parametry chůze a reakční síly v téměř reálném čase. Byla hlášena i "vysoká" úroveň spolehlivosti, s koeficienty variace (CVS) o <10%. Kromě toho jsou výborným pomocníkem v terapii chůze u neurologických pacientů (Kesar et al., 2011, pp. 314-317). Reed hodnotil spolehlivost časoprostorových a kinetických parametrů chůze na přístroji firmy Zebris®, kdy časové a kinetické parametry vyšly jako typicky více konzistentní než parametry prostorové. Minimální změny, které byly detekovány se spolehlivostí 95% v rozmezí mezi 3% a 17%, byly u časových parametrů, 14% a 33% vyšlo pro prostorové parametry a 4% a 20% bylo pro kinetické parametry (Reed et al., 2013, pp. 1-10). Další výhodou FDM-T přístroje je množství dat, která je schopen zpracovat sám. Není již potřeba dalších měřících prvků, jako je vysokorychlostní kamera nebo siloměry, které by bylo nutné synchronizovat.

Po celkovém vstupním vyšetření byla pacientovi provedena dvacetiminutová terapie, která byla zaměřena především na ošetření měkkých tkání v oblasti ramenního pletence na parietické straně. Měkké tkáně byly zvoleny z důvodu jejich významu pro pohyb člověka a mají úzký vztah k pohybové soustavě. Dokazuje to i studie Al Dajah, která hodnotila, jak se zlepšil rozsah pohybu a bolest v ramenním kloubu u impingement syndromu při využití terapie PNF a uvolnění měkkých tkání. Výsledky prokázaly, že při využití PNF a uvolnění měkkých tkání došlo ke zlepšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu do rotace a výrazně se snížila bolestivost v oblasti ramene oproti kontrolní skupině, které byl aplikován pouze ultrazvuk. Hlavním důvodem pro zvýšení rozsahu bylo to, že uvolnění měkkých tkání pomáhá ke snížení napětí a podporuje změny v myofasciální oblasti, která umožňuje prodloužení zkrácených struktur (Al Dajah, 2014, pp. 1803-1805).

Po aplikaci terapie se opět provedlo kineziologické vyšetření ve formě Fugl-Meyerova testu na horní končetinu a následně vyšetření chůze na FDM-T přístroji. Po týdenní terapii na lůžkovém oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc bylo pacientovi opět provedeno kineziologické vyšetření, do kterého byl zahrnut Fugl-Meyerův test a poté probíhalo přístrojové vyšetření chůze v kineziologické laboratoři na FDM-T přístroji. Dlouhodobá terapie nezahrnovala pouze ošetření měkkých tkání v oblasti ramenního pletence, ale komplexní terapeutickou intervencí pacienta podle jeho potřeb vedoucích k samostatnosti a k soběstačnosti.



### 5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Ve vědecké otázce č. 1 bylo řešeno, zda ovlivňuje terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny sledované parametry geometrie kroku u hemiparetických pacientů. Z parametrů geometrie kroku byly vybrány délka a šířka kroku, které se hodnotily po krátkodobé a dlouhodobé terapii. Hodnocené parametry v krátkodobé a dlouhodobé terapii byly dále podrobovány statistické významnosti v jednotlivých hypotézách  $H_{01}$  a  $H_{02}$ .

#### 5.3.1 Diskuze k hypotéze $H_{01}$

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv krátkodobé terapie na délku kroku a šířku kroku. Test na statistickou významnost potvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v šířce a v délce kroku neparetické i paretické dolní končetiny před terapií a po krátkodobé terapii. Přestože se neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na sledované parametry geometrie kroku, z výsledků je zřejmým trendem zvětšení délky kroku jak u neparetické, tak u paretické DK. U 6 pacientů došlo k mírnému zvětšení délky kroku, u 2 nedošlo ke změně a u 2 pacientů došlo ke snížení délky kroku. Medián pro neparetickou DK se zvýšil z 24 cm na 25 cm a medián pro paretickou DK se zvýšil z 26 cm na 27 cm. Lze tedy říci, že horní končetiny mají vliv na délku kroku. Carmo et al. a Davies uvádějí, že změny ve struktuře pohybů horních končetin během chůze může souviset s pohybovými poruchami jednotlivých časoprostorových parametrů chůze (Carmo et al., 2012, pp. 537-545, Davies, 1985). Ford et al. například zkoumali účinky sluchových rytmů a pohyb horních končetin a jejich dopad na chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě. U pacientů, kde se horní končetiny pohybovaly do rytmu hudby, došlo k většímu pohybu v ramenním pletenci, k větší rotaci pánve a trupu a na dolních končetinách se projevilo zvýšení délky kroku (Ford et al., 2007, pp. 150-155). Eke-Okoro tvrdí, že při chůzi bez pohybu horních končetin se zvýší rychlost tím, že se nezvětší délka kroku, ale tím, že se zvýší frekvence kroků. Při volné exkurzi v ramenních kloubech dochází ke zvýšení délky kroku. (Eke-Okoro et al., 1997, pp. 516-521).

Přestože se neprokázal signifikantní vliv krátkodobé terapie na parametry geometrie kroku, tak z výsledků vyplývá trend zvyšující se délky kroku neparetické i paretické dolní končetiny. Lze tedy předpokládat, že při dlouhodobé terapii v podobě ošetření měkkých tkání

ramenního pletence by mohlo dojít ke zvýšení délky kroku neparetické i paretické dolní končetiny na hladině významnosti.

### **5.3.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>**

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv dlouhodobé terapie na délku kroku a šířku kroku. Test na statistickou významnost nepotvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v šířce kroku a v délce kroku, ale z výsledku vyplynul statisticky významný rozdíl v parametru délka kroku neparetické dolní končetiny. Po dlouhodobé terapii došlo ke zvětšení délky kroku na této dolní končetině. Již v hypotéze H<sub>01</sub>, i přestože nebyla na hladině signifikance, tak se ukázalo být trendem zvětšení délky kroku neparetické dolní končetiny, která se po dlouhodobé terapii potvrdila již statisticky významná. Z toho lze konstatovat, že ovlivnění hemiparetického ramenního pletence má vliv na délku kroku. Nicméně jako konfrontaci lze zmínit dlouhodobou terapii, která neobsahovala pouze ošetření ramenního pletence, ale pacientovi byla aplikována i jiná terapie jako například nácvik jemné motoriky, terapie chůze a jiné. I přesto se musí zmínit vliv zlepšení funkce ramenního pletence, protože dle Fugl-Meyer testu, který je hodnocen ve vědecké otázce č. 5, došlo ke zlepšení motorické funkce a pasivního rozsahu hemiparetického ramenního pletence na hladině signifikance, a to jak po krátkodobé, tak především po dlouhodobé terapii. Již zmíněný Eke-Okoro et al. ve své studii uvádí, že zlepšením funkce horních končetin v podobě volného pohybu horních končetin během chůze dochází ke zvětšení délky kroku (Eke-Okoro et al., 1997, pp. 516-521).

### **5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 2**

Ve vědecké otázce č. 2 bylo řešeno, zda ovlivňuje terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny jednotlivé fáze chůze u hemiparetických pacientů. Z parametrů fáze chůze byly vybrány stojná fáze [%] a švihová fáze [%], které se hodnotily po krátkodobé a dlouhodobé terapii. Hodnocené parametry v krátkodobé a dlouhodobé terapii byly dále podrobovány statistické významnosti v jednotlivých hypotézách H<sub>03</sub> a H<sub>04</sub>.

### 5.4.1 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv krátkodobé terapie na jednotlivé fáze chůze, tzn. na fázi stojnou a na fázi švihovou. Test na statistickou významnost potvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl ve stojné a švihové fázi před terapií a po krátkodobé terapii. Neprokázal se signifikantní vliv krátkodobé terapie na parametry jednotlivých fází chůze a také se neprokázal žádný trend pro fázi stojnou ani pro fázi švihovou. Studie dokazují, že pacienti po cévní mozkové příhodě s hemiparézou stráví na paretické straně při jednotlivých fázích chůze více času ve fázi švihové a méně času ve fázi stojné na paretické straně oproti straně neparetické (Carmo et al., 2012, pp. 537-545, von Schroeder et al., 1995, pp. 25-31). Výsledky ukazují průměrné procentuální zastoupení stojné fáze chůze na paretické DK před terapií 69, 86% a švihové fáze chůze na paretické DK před terapií 26,04 %. Po krátkodobé terapii stojná fáze chůze paretické DK byla 70,09 % a švihová 29,91%. Na neparetické DK byly výsledky vyšší ve stojné fázi a nižší ve švihové fázi chůze, což potvrzuje výsledky výše zmiňovaných studií.

### 5.4.2 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub>

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv dlouhodobé terapie na jednotlivé parametry fáze chůze, a to na stojnou a švihovou fázi. Test na statistickou významnost potvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl ve švihové a stojné fázi před terapií a po dlouhodobé terapii. Přestože se neprokázal signifikantní vliv dlouhodobé terapie na parametry fáze chůze, z výsledků je trendem prodloužení doby švihové fáze a zkrácení doby stojné fáze na paretické končetině, a to v poměru 7:3. Studie však naznačují, že pacienti po CMP s hemiparézou mají tendence ke zkrácení doby stojné fáze a prodloužení doby švihové fáze chůze na paretické straně (Carmo et al., 2012, pp. 537-545, von Schroeder et al., 1995, pp. 25-31). Proto je předpokládáno, že po dlouhodobé terapii by se tato doba měla následně změnit ve smyslu prodloužení doby stojné fáze a zkrácení doby švihové fáze chůze. Nicméně výsledky mají tendence k opačnému řešení, tedy ke zkrácení doby stojné fáze a prodloužení doby švihové fáze. Jak je možné, že se výsledky tak prokázaly? Přestože se zkrátila fáze stojná a prodloužila fáze švihová, přiblížily se výsledky více k normě, která činí 60 % zastoupení stojné fáze a 40 % zastoupení švihové fáze během krokového cyklu.

Výsledky této práce ukazují průměrné procentuální zastoupení stojné fáze chůze na paretické DK před terapií 69, 86% a švihové fáze chůze na paretické DK před terapií 26,04 %. Po dlouhodobé terapii stojná fáze chůze paretické DK byla 67,49% a švihová 32,51%. Jedním z důvodů snížení stojné fáze paretické DK může být zvýšení rychlosti chůze a frekvence kroků po dlouhodobé terapii, které je řešeno ve vědecké otázce č. 3.

## **5.5 Diskuze k vědecké otázce č. 3**

Ve vědecké otázce č. 3 bylo řešeno, zda ovlivňuje terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny sledované parametry časových charakteristik. Z parametrů časových charakteristik byly vybrány rychlost chůze a frekvence kroků, které se hodnotily po krátkodobé a dlouhodobé terapii. Hodnocené parametry v krátkodobé a dlouhodobé terapii byly dále podrobovány statistické významnosti v jednotlivých hypotézách  $H_05$  a  $H_06$ .

### **5.5.1 Diskuze k hypotéze $H_05$**

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv krátkodobé terapie na rychlost chůze a frekvenci kroků. Test na statistickou významnost potvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze a ve frekvenci kroků před terapií a po krátkodobé terapii. Neprokázal se signifikantní vliv krátkodobé terapie na sledované parametry časových charakteristik. Studie ukazují, že u hemiparetických pacientů dochází ke snížení rychlosti chůze. Zároveň jsou s pomalou chůzí spojeny vyšší abnormality jako je spasticita, změny v ko-kontrakci a výraznější svalové parézy. Také se ukazuje, že pomalá chůze je spojena s kratší délkou kroku a delší dobou trvání cyklu (Lamontagne et al., 2007, pp. 717-729). Neexistují studie, které by řešily okamžitý efekt ošetření měkkých tkání na rychlost chůze a frekvenci kroků. Nicméně studie ukazují, že rychlost chůze se nejvíce zvyšuje v průběhu prvních 12-ti týdnů. Po 3 měsících se objevují už jen minimální změny (Wade et al., 1987, pp. 25-30). Z výsledků této diplomové práce ovšem nevyplývá žádný trend, který by vedl ke zvýšení/snížení rychlosti chůze či frekvenci kroků. Ovšem studie zaznamenávají, že zvýšením délky kroku dochází i ke zvýšení rychlosti chůze (Nakamura et al., 1988, pp. 241 – 244) a jelikož v hypotéze  $H_01$  vyšlo trendem prodloužení délky kroku

neparetické dolní končetiny, lze předpokládat, že u pacientů dříve či později dojde ke zvýšení rychlosti chůze.

### 5.5.2 Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub>

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv dlouhodobé terapie na sledované parametry časových charakteristik chůze. Test na statistickou významnost nepotvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v časových charakteristikách před terapií a po dlouhodobé terapii, ale z výsledku vyplynul statisticky významný rozdíl v obou sledovaných parametrech, tzn. v rychlosti chůze a i ve frekvenci kroků. V obou případech došlo po dlouhodobé terapii ke zvýšení. Studie ukazují, že časové parametry jsou klinicky užitečným ukazatelem pro hodnocení výkonu jedince a pro sledování funkční regenerace chůze (Nakamura, 1988, pp. 241-244). Rychlost chůze pacientů s CMP se zvyšuje v prvních 12-ti týdnech a následně po 3 měsících je změna v rychlosti minimální. Pro zlepšení časových parametrů chůze je nejlépe trénovat již ve fázi akutní a subakutní (Wade et al., 1987, pp. 25-30). Studie dle Nakamury (Nakamura, 1988, pp. 241-244) zaznamenává změny v časových parametrech chůze v prvních 8 týdnech po zahájení terapie u hemiparetických pacientů. Tito pacienti byli cca 2 měsíce od vzniku cévní mozkové příhody. Na začátku byla vyšetřena chůze a mezi hodnocené parametry byly zařazeny maximální rychlost chůze, frekvence kroku a délka kroku. Dále byli pacienti měřeni po 4 týdnech a po 8 týdnech terapie. Výsledky byly statisticky významné ve všech měřených parametrech, kdy došlo ke zvýšení rychlosti chůze, ke zvýšení frekvence kroků a ke zvýšení délky kroku. Změna v rychlosti chůze a v délce kroku závisela především na obnově motorických funkcí. Změna ve frekvenci kroků závisela především na době trvání nemoci. Výsledky ukazují zvýšení rychlosti chůze, a to především po 4. týdnu terapie. Po 8. týdnu terapie bylo zvýšení rychlosti již minimální. Dále bylo potvrzeno, že na zvýšení rychlosti chůze má především vliv zvýšení délky kroku. Studie dle Eke-Okoro (Eke-Okoro et al., 1997, pp. 516-521) se snaží dosáhnout lepšího pochopení vlivu pohybu ramenního pletence v lidské chůzi, kdy hodnotila bipedální lokomoci při připoutání horních končetin k tělu a následně pak při jejich volné exkurzi. Z výsledků vyplynulo, že u připoutaných horních končetin se zvýšila rychlost chůze tím, že se zvýšila frekvence kroků a ne tím, že by se prodloužil krok. Stephenson (Stephenson et al., 2009, pp. 11-16) ve své studii ukazuje, že pacienti po cévní mozkové příhodě jsou schopni vykonávat větší pohyb v ramenních kloubech při vyšší rychlosti chůze a při držení se madel, než by byli schopni vykonávat bez držení. Z těchto studií vyplývá, že časové charakteristiky

mají vliv na ramenní kloub a opačně. Také to, že po terapii dochází ke zvýšení rychlosti chůze i frekvence kroků a to především v akutním a v subakutním stádiu.

## **5.6 Diskuze k vědecké otázce č. 4**

Ve vědecké otázce č. 4 bylo řešeno, zda ovlivňuje terapeutická intervence v oblasti horní končetiny jednotlivé parametry Butterfly parameters u hemiparetických pacientů. Z Butterfly parametrů byly vybrány průběh COP během stojné fáze, průběh COP během jednooporové fáze, ant/post position a lateral symmetry, které se hodnotily po krátkodobé a dlouhodobé terapii. Hodnocené parametry v krátkodobé a dlouhodobé terapii byly dále podrobovány statistické významnosti v jednotlivých hypotézách  $H_07$  a  $H_08$ .

### **5.6.1 Diskuze k hypotéze $H_07$**

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv krátkodobé terapie na sledované parametry Butterfly parameters, tzn. na průběh COP během stojné fáze, průběh COP během jednooporové fáze, ant/post position a lateral symmetry. Jedná se o parametry, které definuje přímo chodící pás FDM-T a právě proto, že tyto parametry popisuje pouze tento přístroj, neexistuje příliš článků nebo studií, které by tyto parametry hodnotily. Obecně lze říci, že chybí studie, které se zabývají změnou polohy COP během chůze při ovlivnění ramenního kloubu měkkými technikami. Výsledky této diplomové práce potvrzují nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl ve sledovaných parametrech Butterfly parameters před terapií a po krátkodobé terapii. Neprokázal se signifikantní vliv krátkodobé terapie na jednotlivé parametry Butterfly parameters.

### **5.6.2 Diskuze k hypotéze $H_08$**

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv dlouhodobé terapie na jednotlivé parametry Butterfly parameters, tzn. na průběh COP během stojné fáze, průběh COP během jednooporové fáze, ant/post position a lateral symmetry. Test na statistickou významnost

nepotvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl ve sledovaných parametrech Butterfly parameters před terapií a po dlouhodobé terapii. Z výsledku vyplynul statisticky významný rozdíl, a to pro parametr průběh COP během jednooporové fáze u paretické dolní končetiny, kdy došlo ke zvýšení (medián před terapií byl 38 mm a po terapii činil 72 mm). U ostatních měřených parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv dlouhodobé terapie. Parametr průběhu COP během jednooporové fáze neboli také single support line je jeden z parametrů, který definuje přímo chodící pás FDM-T a jelikož je popisován pouze tímto přístrojem, tak neexistují studie, které by se zabíraly touto problematikou. Lze však říci, že tento parametr má úzký vztah k švihové fázi, kdy má stejnou směřovost jako interval švihové fáze, který byl řešen v hypotézách  $H_{03}$  a v  $H_{04}$ . Tato korelace není zcela náhodná. Pokud se vychází ze standardního vzorečku  $v = s / t$ , kde rychlost je konstantní, za dráhu  $s$  se dosadí hodnoty single support line a za  $t$  se dosadí interval švihové fáze, lze předpokládat u surových dat blízkou rovnováhu, která dokazuje provázanost těchto dvou parametrů. Jedná se o logický korelát, protože čím delší je interval švihové fáze (tento trend se projevil v hypotéze  $H_{04}$ ), tím je při konstantní rychlosti nutné prodloužit i průběh COP během jednooporové fáze. Některé studie zkoumaly rozložení tlaku nohy a přemístění centra tlaku pod nohama (COP). Nižší rozložení tlaků bylo pozorováno pod paretickou nohou, a to zejména v rámci třetího a pátého metatarsu v porovnání se zdravými jedinci. Více postižení pacienti s CMP, kteří chodili pouze při nižší rychlosti, mají rozložení tlaku dříve distribuováno na paretické přední části nohy. Také se objevuje asymetrie mezi paretickou a neparetickou stranou v hodnotách COP, kdy se objevují odchylky jak na paretické, tak i na neparetické straně v časovém a prostorovém rozložení tlaku nohy a to především u více postižených lidí po CMP (Lamontagne et al., 2007, pp. 717-729). Studie dle Meyring et al. (Meyring et al., 1997, pp. 60-65) zkoumala rozložení tlaku u hemiparetických pacientů a výsledky porovnávala se zdravou skupinou. Z výsledků vyplynulo, že podobné rozložení tlaků mezi hemiparetickými pacienty a zdravou skupinou se objevuje v oblasti paty a na mediální přední části chodidla. Kdežto v oblastech třetího a pátého metatarsu a v oblasti laterální přední části chodidla se objevuje snížené rozložení tlaku u hemiparetických pacientů. Lze tedy říci, že dlouhodobá terapie má vliv na Butterfly parametry u hemiparetických pacientů, kteří mívají odchylky v rozložení tlaku oproti zdravým jedincům, což potvrzují zmíněné studie. Nicméně průběh COP během jednooporové fáze je spíše ovlivněn postavením pánve nežli samotným ramenním pletencem. Lze tedy předpokládat, že dlouhodobá terapie ovlivnila průběh COP tím, že došlo ke zlepšení stabilizace pánve nežli samotným zlepšením ramene.

## 5.7 Diskuze k vědecké otázce č. 5

Ve vědecké otázce č. 5 bylo řešeno, zda ovlivňuje terapeutická intervence v oblasti paretické horní končetiny jednotlivé parametry Fugl-Meyer assessment Upper extremity u hemiparetických pacientů. Ve Fugl-Meyer assessment Upper extremity jsou hodnoceny parametry motor function, sensation, passive joint motion a joint pain, které se hodnotily po krátkodobé a dlouhodobé terapii. Hodnocené parametry v krátkodobé a dlouhodobé terapii byly dále podrobovány statistické významnosti v jednotlivých hypotézách  $H_09$  a  $H_{010}$ .

### 5.7.1 Diskuze k hypotéze $H_09$

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv krátkodobé terapie na jednotlivé parametry Fugl-Meyer assessment Upper extremity. Test na statistickou významnost nepotvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v parametrech Fugl-Meyer assessment před terapií a po krátkodobé terapii. Z výsledku vyplynul statisticky významný rozdíl, a to pro parametr motorická funkce a parametr pasivní rozsah pohybu, kdy došlo ke zvýšení počtu bodů u motorické funkce u 40% pacientů (medián před terapií byl 49 bodů, medián po terapii byl 50 bodů) a také ke zvýšení počtu bodů u parametru passive joint motion u 50% pacientů (mediány před terapií i po krátkodobé terapii byly stejné, a to 23 bodů). U ostatních měřených parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv krátkodobé terapie. Fugl-Meyer assessment byl vybrán z důvodu, že komplexně hodnotí senzomotorickou složku u pacientů po cévní mozkové příhodě. Neexistují však studie, které by využívaly k hodnocení Fugl-Meyer test po okamžitém efektu v podobě ošetření měkkých tkání. Nicméně validita tohoto testu je velmi dobrá jak ukazuje i studie dle Rödén-Jüllig et al. (Rödén-Jüllig et al., 1994, pp. 125 – 136), která hodnotí některé škály a jejich dostatečnost pro postup sledování příznaků u pacientů po cévní mozkové příhodě. Fugl Meyer test a ostatní škály byly signifikantně korelovány především ve výsledcích různých lékařů. Výsledky hodnocení mezi lékařem a zdravotní sestrou již nebyly tak shodné. Nicméně výsledky v této studii byly dosti uspokojivé a lze tedy říci, že Fugl-Meyer test patří k platným a spolehlivým testům pro hodnocení senzomotorické funkce u pacientů po cévní mozkové příhodě. Výsledky v této práci ukazují statisticky významný rozdíl před terapií a po okamžitém efektu terapie pro parametry motor function a passive joint motion. U parametru motor function došlo ke zlepšení u 40% pacientů a u parametru passive joint motionu 50% pacientů. Mediány



hodnot však neukazují výraznou změnu. Lze tedy říci, že výsledky vyšly statisticky významné jen z důvodu, že u žádného pacienta nedošlo ke zhoršení a u poloviny pacientů ke zlepšení. Ze subjektivního hlediska lze konstatovat zlepšení zevní rotace po ošetření měkkých tkání. Je tedy možné, že tyto změny měly vliv na hodnocené parametry v chůzi, které byly zmiňovány v předešlých hypotézách. Přestože nevyšly žádné měřené parametry v chůzi po okamžitém efektu statisticky významné, objevovaly se ve výsledcích trendy, které mohly být zapříčiněny právě těmito změnami ve Fugl-Meyer testu po ošetření měkkých tkání.

### **5.7.2 Diskuze k hypotéze H<sub>0</sub>10**

Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv dlouhodobé terapie v oblasti ramenního pletence na jednotlivé parametry Fugl-Meyer assessment Upper extremity. Test na statistickou významnost nepotvrdil nulovou hypotézu, tedy že není statisticky významný rozdíl v parametrech Fugl-Meyer assessment před terapií a po dlouhodobé terapii. Z výsledku vyplynul statisticky významný rozdíl, a to pro parametr motorická funkce a parametr pasivní rozsah pohybu. V parametru motorické funkce se zvýšil počet bodů u 100 % pacientů (medián před terapií byl 49 bodů, medián po terapii byl 57 bodů) a také došlo ke zvýšení počtu bodů v parametru passive joint motion u 90% pacientů (medián počtu bodů byl před terapií 23 bodů, po terapii 24 bodů). U ostatních sledovaných parametrů nebyl prokázán signifikantní vliv dlouhodobé terapie. Jak bylo řečeno, Fugl-Meyer test patří k platným a spolehlivým testům pro hodnocení senzomotorické funkce u pacientů po cévní mozkové příhodě. Studie dle Fuzara (Fuzaro et al, 2012, pp. 157-165) využívá k hodnocení i test Fugl-Meyer assessment, kdy tato studie hodnotila vliv fyzioterapie pomocí technik The Forced-Use Therapy (FUT) a Constraint-Induced Movement Therapy (CIMT) u pacientů po CMP. Tyto techniky fyzioterapie využívají omezení neparetické horní končetiny, a to 90% hodin v bdělém stavu a zároveň pacient 6 hodin denně během dvou týdnů trénuje paretickou horní končetinu. Ve studii dle Fuzara se používaly tyto dvě techniky v modifikované formě, kdy u obou terapií byl hlavním cílem pohyb na paretické horní končetině, a řešilo se, zda tato forma rehabilitace bude mít vliv na dolní končetiny a zda ovlivní u pacienta rovnováhu a chůzi. K hodnocení výsledků se využily škály jako The Stroke Impact Scale (SIS), Berg Balance Scale (BBS), Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery (FM), 10-meter walking test, Time up and Go test (TUG). Z výsledků této studie vyplynulo, že rehabilitace pomocí

mFUT a mCIMT u pacientů po CMP pomáhá upravit koordinaci mezi horní a dolní končetinou při krokovém cyklu. Tím, že se omezil pohyb na neparetické horní končetině, byla zasažena rovnováha pacienta, a proto muselo dojít k reorganizaci těžiště těla. Tak lze vysvětlit zlepšení v BBS a v FM škálách, kdy se zlepšil stupeň nezávislosti a zlepšila se statická a dynamická rovnováha. (Fuzaro et al, 2012, pp. 157-165). Nilsson (Nilsson et al., 2001, pp. 515-527) porovnával chůzi hemiparetických pacientů v akutním stádiu na běžícím pásu s normální chůzí, kdy byl využit také Fugl-Meyer test. Vyhodnocení bylo provedeno při přijetí, po propuštění a po 10-ti měsíčním sledování. Hemiparetičtí pacienti byli rozděleni do dvou skupin, kdy jedna skupina trénovala chůzi na běžícím pásu a druhá trénovala normální chůzi po chodbě. Z výsledků nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami po propuštění ani po 10-ti měsíčním sledování s ohledem na FIM, rychlosti chůze, Fugl-Meyer testu, a Bergovo Balance Scale. Pacienti se v obou skupinách zlepšili v těchto škálách, tzn. i ve Fugl-Meyer testu. Z výsledků této práce také vychází statisticky významné zlepšení ve Fugl-Meyer testu, a to pro parametry motorická funkce a pasivní rozsah pohybu, kdy po dlouhodobé terapii jsou vidět i výrazné změny v mediánech, a to především pro parametr motorická funkce, kdy počet bodů se navýšil ze 49 na 57 bodů. Lze tedy pozorovat výrazné zlepšení motorických funkcí v ramenním kloubu po týdenní terapii. Tyto výsledky mohou korelovat i se zlepšením chůze u hemiparetických pacientů po týdenní terapii, kdy pro některé parametry bipedální lokomoce došlo ke statisticky významným změnám, a to pro parametry délka kroku neparetické dolní končetiny, frekvence kroků, rychlost chůze a průběh COP během jednooporové fáze. Z výsledků lze tedy usuzovat, že dlouhodobá terapie má vliv jak na motorickou funkci ramenního kloubu, tak i na celkové postavení a na bipedální lokomoci u hemiparetických pacientů.

## 5.8 Limity práce

K limitům této práce lze zařadit malý počet pacientů, který zahrnoval pouze 10 lidí. Lze tedy říci, že pro větší skupinu lidí by mohly výsledky dopadnout trochu odlišně nebo některé trendy či hraniční výsledky by pro větší skupinu pacientů vyšly statisticky významné. Dalším limitem této práce byla dlouhodobá terapie, která nezahrnovala jenom terapii ramenního kloubu, ale také terapii dolních končetin, nácvik chůze a jiné. Proto nelze říci, že jenom dlouhodobá terapie v podobě ošetření hemiparetického ramenního kloubu měla vliv

na chůzi pacienta. Nicméně dle výsledků této práce lze konstatovat, že změny v motorických funkcích hemiparetického ramenního pletence jsou ve vzájemné korelaci s bipedální lokomocí u hemiparetických pacientů.

## **5.9 Přínos pro praxi**

Výsledky této diplomové práce poskytují informace o vzájemném chování mezi ramenním pletencem a chůzí u hemiparetických pacientů. Naznačují, že dlouhodobá terapie hemiparetických pacientů upravuje celkové postavení jedince, kdy dochází ke zlepšení především motorických funkcí a pasivního rozsahu pohybu v oblasti ramenního pletence a následně i ke změnám bipedální lokomoce, především v časoprostorových charakteristikách. Pro praxi je důležitý fakt, že intenzivní a včasné aplikovaná terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě pomáhá a především snižuje funkční deficit, který se u pacienta může po CMP objevit.

Z výsledků nevyplývá statisticky významné zlepšení chůze po ošetření ramenního kloubu měkkými technikami, přestože v ramenním kloubu ke zlepšení došlo. Avšak ve výsledcích se ukázaly některé tendence ve změně chůze již po ošetření ramenního kloubu, které se po dlouhodobé terapii prokázaly jako statisticky významné. Lze tedy říci, že dlouhodobě aplikované ošetření měkkých tkání ramenního pletence ovlivňují bipedální lokomoci. Proto by se nemělo v terapii pacientů po CMP zapomínat ani na ošetření měkkých tkání.

## ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo zjištění vlivu okamžitého efektu terapie v podobě ošetření měkkých tkání v oblasti hemiparetického ramenního pletence a její dopad na chůzi u hemiparetického pacienta. Následně zjistit vliv dlouhodobé terapie, která se konala na lůžkovém rehabilitačním oddělení ve Fakultní nemocnici Olomouc trvající týden, a její dopad na ramenní pletenec a chůzi u hemiparetických pacientů.

Tato práce popisuje změny bipedální lokomoce u hemiparetických pacientů, kteří byli v akutním a v subakutním stádiu. Změny, které byly pozorovány v této práci, vypovídají spíše o vlivu dlouhodobé terapie nežli o efektu okamžitého účinku ošetření měkkých tkání. Po krátkodobé terapii došlo k mírnému zlepšení v oblasti ramenního kloubu, a to v motorických funkcích a v pasivním rozsahu pohybu. Tyto výsledky se ukázaly jako statisticky významné z důvodu zlepšení motorických funkcí u 40% pacientů a z důvodu zlepšení pasivního rozsahu pohybu u 50 % pacientů. Hodnocení chůze po krátkodobé terapii neukázalo žádné statisticky významné zlepšení parametrů bipedální lokomoce. Nicméně jako trend se po krátkodobé terapii objevilo zvýšení délky kroku neparetické i paretické dolní končetiny. S tím může souviset zlepšení pasivního rozsahu pohybu v ramenním pletenci. Eke-Okoro ve své studii uvádí, že zlepšením funkce horních končetin v podobě volného pohybu horních končetin během chůze dochází ke zvětšení délky kroku (Eke-Okoro et al., 1997, pp.516-521). Po dlouhodobé terapii se ukázalo jako statisticky významné zvýšení délky kroku neparetické DK. Dlouhodobá terapie se ze statistického hlediska jevila více na hladině signifikance, kdy se objevovaly parametry již statisticky významné, a to jak v oblasti ramenního pletence, tak i v oblasti bipedální lokomoce. Dlouhodobá terapie ovlivnila především časoprostorové parametry chůze, kdy se zvýšila délka kroku neparetické dolní končetiny, zvýšila se rychlost chůze a frekvence kroků. Dále se na hladině signifikance jevil i průběh COP během jednoopporové fáze. Oproti tomu fáze kroku nejevily žádné statisticky významné změny po krátkodobé ani po dlouhodobé terapii.

Dle vyhodnocených měření lze tedy usuzovat, že týdenní terapie na lůžkovém oddělení ovlivňuje motorickou funkci a pasivní rozsah pohybu v ramenním pletenci společně se zlepšením chůze, a to především v časoprostorových charakteristikách. Krátkodobá terapie již takovéto výsledky neprokazuje, ale některé trendy v prostorových parametrech byly naznačeny. Krátkodobá terapie tedy nebude mít vliv na detailnější parametry jako Butterfly parameters či jednotlivé fáze chůze, ale může ovlivnit hrubé parametry jako je délka či šířka kroku.

## REFERENČNÍ SEZNAM

- AL DAJAH, S. B. 2014. Soft Tissue Mobilization and PNF Improve Range of Motion and Minimize Pain Level in Shoulder Impingement. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, pp 1803 – 1805. [cit. 15. 12. 2014] doi: 10.1589/jpts.26.1803. Dostupné z: <http://europepmc.org/articles/PMC4242960?sessionid=Qb1HIItGQAYnFE03bH8et.11>
- AMBLER, Z., POLÍVKA, J. 2001. Význam iktových jednotek pro léčbu cévních mozkových příhod. *Neurologie pro praxi*. [online]. 2001, [cit. 19. 10. 2014]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200104-0003.php>
- BEDNAŘÍK, J., AMBLER, Z., RŮŽIČKA, E. 2010. *Klinická neurologie*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2010, ss. 707. ISBN 9788073873899.
- BENLIDAYI, I. C., BASARAN, S. 2014. Hemiplegic shoulder pain: a common clinical consequence of stroke. *Pract Neurol* [online]. 2014, vol. 14, pp. 88–91. [cit. 19. 10. 2014]. doi:10.1136/practneurol-2013-000606. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23940374>
- BURRIDGE, J. H., WOOD, D. E., TAYLOR, P. N., MCLELLAN, D. L. 2001. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Medical Engineering* [online]. 2001, vol. 23(6), pp. 427-434. [cit. 5. 2. 2015]. ISSN 1873-4030. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11551819>
- CARMO, A. A., KLEINER, A. F. R., LOBO DA COSTA, P. H., BARROS R. M. L. 2012. Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Braz J Med Biol Res* [online]. 2012, vol. 45(6), pp. 537-545. [cit. 30. 4. 2015]. doi: 10.1590/S0100-879X2012007500051. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3854295/>
- DAVIES, P. 1985. Steps to follow: A guide to the treatment of adult hemiplegia. Berlin: Verlag; 1985.
- DEMIRCI A, OCEK B, KOSEOGLU F. 2007. Shoulder pain in hemiplegic patients. *J PMR Sci* 2007;1:25–30.
- DEN OTTER, A. R., GEURTS, A. C. H., MULDER, Th., DUYSSENS, J. 2007. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait, *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 25, pp. 342-352. [cit. 30. 4. 2015]. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.04.007. Dostupné z: [http://www.researchgate.net/profile/Theo\\_Mulder/publication/7031600\\_Abnormalities\\_in\\_the\\_temporal\\_patterning\\_of\\_lower\\_extremity\\_muscle\\_activity\\_in\\_hemiparetic\\_gait/links/00463513f46c3449f4000000.pdf](http://www.researchgate.net/profile/Theo_Mulder/publication/7031600_Abnormalities_in_the_temporal_patterning_of_lower_extremity_muscle_activity_in_hemiparetic_gait/links/00463513f46c3449f4000000.pdf)

DIMITRIJEVIC, M., GERASIMENKO, Y., PINTER, M. 1998. Evidence for Spinal Central Pattern Generator in Humans. *Annals of the New York Academy of Science*. 1998; vol. 860, pp. 360-376. ISSN 1749-6632

DUNGL, P. a kolektiv. 2014. Ortopedie. Praha: Grada Publishing, 2014, ISBN 978-80-247-4357-8

EKE-OKORO, S. T., GREGORIC, M., LARSSON L. E. 1997. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomechanics* [online]. 1997, vol. 12, pp. 516-521. [cit. 26. 4. 2015]. doi:10.1016/S0268-0033(97)00050-8. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003397000508>

ENOKA, Roger, M. *Neuromechanics of Human Movement*. USA: Human Kinetics, 2008, ISBN – 13: 978-0-7360-6679-2

FORD, M. P., WAGENAAR, R. C., NEWELL, K. M. 2007. The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 26, pp. 150-155. [cit. 24. 4. 2015]. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.007. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001676>

FUGL-MEYER, A. R., JAASKO, L., LEYMAN, I., OLSSON, S., STEGLIND, S. 1975. The post-stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* [online], vol. 7, pp. 1-3. [cit. 20. 9. 2014]. Dostupné z: [http://neurophys.gu.se/digitalAssets/1328/1328946\\_fma-ue-english.pdf](http://neurophys.gu.se/digitalAssets/1328/1328946_fma-ue-english.pdf)

FUZARO, A. C., GUERREIRO, C. T., GALETTI, F. C., JUCÁ, R. B. V. M., JOAO, E. 2012. Modified constraint-induced movement therapy and modified forced-use therapy for stroke patients are both effective to promote balance and gait improvements. *Rev. bras. fisioter.*[ONLINE]. 2012, vol. 16, pp. 157-165. [cit. 14. 3. 2015]. ISSN 1413-3555. Dostupné z:

[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-35552012005000010&lng=en&nrm=iso&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552012005000010&lng=en&nrm=iso&tlng=en)

GROSS, J., FETTO, J. ROSEN, E. Vyšetření pohybového aparátu. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

HAN, S. H., KIM, T., JANG, S. H., KIM, M. J., PARK, S., YOON S. I., CHOI, B., LEE, M. Y., LEE, K. H. 2010. The effect of an arm sling on energy consumption while walking in hemiplegic patients: a randomized comparison. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2010, vol. 25, pp. 36-42. [cit. 19. 11. 2014]. doi: 10.1177/0269215510381167. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0269215510381167>

HERMACHOVÁ, H. O svalovém napětí a jeho ovlivnění ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, č. 3, s. 108-110.

- HESSE, S., HERRMANN, CH., BARDELEBEN, A., HOLZGRAEFE, M., WERNER, C., WINGENDORF, I., KIRKER, S. 2013. A new orthosis for subluxed, flaccid shoulder after stroke facilitates gait symmetry: A preliminary study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, vol. 45, issue 7 [cit. 20. 10. 2014]. doi: 10.2340/16501977-1172. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-1172>
- KALINA, Miroslav. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. 1. vyd. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-807-3871-079.
- KALITA, Zbyněk. Žena a iktus. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. Zlín: Krajská nemocnice T. Bati, 2008, 148-155
- KESAR, T. M., BINDER-MACLEOD, S. A., HICKS, G. E., REISMAN, D. S. 2011. Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke. *Gait Posture* [online]. 2011; vol. 33(2), pp 314-317. [cit. 2. 3. 2015]. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.11.024. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3042506/>
- KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier, 2006, p. 316. ISBN 0443100098
- KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. Vydání. Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-244-4266-2.
- KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2004 Praha: Karolinum, 2004; p. 141. ISBN 80-246-0350-0
- KROBOT, A. 2005. Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, č. 6, s. 296-301 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/06/03.pdf>
- LAMONTAGNE, A., STEPHENSON, J. L., FUNG, J. 2007. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2007, vol. 118, pp. 717-721. [cit. 20. 3. 2015]. doi:10.1016/j.clinph.2006.12.013. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245707000065>
- LAMONTAGNE, A., RICHARDS, C. L., MALOUIN, F. 2000. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, vol. 10, pp. 407-415. [cit. 12. 12. 2014]. Dostupné z: <http://wenku.baidu.com/view/de89606baf1ffc4ffe47acb4.html>
- LÁNIK, V. 1990. *Kineziológia*. Martin: Osveta, 1990. 248 s. ISBN 80-217-0136-6.

- LATASH, M. L. 2008. Neurophysiological basis of movement. 2nd ed. Champaign: Human Kinematics, 2008. ISBN 978-0-7360-6367-8.
- LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003, 411 s. ISBN 8086645045.
- MEYRING, S., DIEHL, R. R., MILANI, HENNIG, E. M., BERLIT, P. 1997. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clinical Biomechanics* [ONLINE]. 1997. vol. 12, pp. 60-65. [cit. 20. 4. 2015]. doi:10.1016/S0268-0033(96)00050-2. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003396000502#>
- MÍKOVÁ, M., KROBOT, A., JANURA, M., JANUROVÁ, E. 2008. Viskoelastické vlastnosti pojivové tkáně a manuální terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 1, s. 3-10. ISBN 1211-2658.
- MURCKOVA, P. 2001. Analýza chůze u osob s hemiparezou po cévní mozkové příhodě. Disertační práce. Olomouc: FTK. 2001
- MUSILOVÁ, E. 2014. Fyzioterapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, roč. 21, č. 3, s. 136-140.
- NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. 2002. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, 367 s. ISBN 80-246-0502-3.
- NAKAMURA, R., HANDA, T., WATANABE, S., MOROHASHI, I. 1988. Walking cycle after stroke. *Tohoku J Exp Med*. [online]. 1988, vol. 154(3), pp. 241-244. [cit. 25. 4. 2015]. PMID: 3376101. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem1920/154/3/154\\_3\\_241/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem1920/154/3/154_3_241/_pdf)
- NILSSON, L., CARLSSON, J., DANIELSSON, A., FUGL-MEYER, A., HELLSTRÖM, K., KRISTENSEN, L., SJÖLUND, B., SUNNERHAGEN, K. S., GRIMBY, G. 2001. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clin Rehabil* [online]. 2001, vol. 15(5), pp. 515-527. [cit. 25. 4. 2015]. PMID: 11594641. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11594641>
- PERRY, J. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: SLACK, 2010, 524 p. ISBN 15-564-2192-3.
- PŘÍKRYL, P. 2008. Bolesti ramenního kloubu. *Medicína pro praxi*, 2008, č. 5 (6), ss. 277-278. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2008/06/11.pdf>
- REED, L. F., URRY, S. R., WEARING, S. C. 2013. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013; vol. 14, pp. 1-10. doi: 10.1186/1471-2474-14-249
- ROY, C. *Shoulder pains in hemiplegia: A literature review*. *Clin Rehabil* 1988; 2: 35-44.



RÓDÉN-JÚLLIG, A., BRITTON, M., GUSTAFSSON, C., FUGL-MEYER, A. 1994. Validation of four scales for the acute stage of stroke. *J Intern Med.* [online]. 1994. vol. 236, pp. 125-136. [cit. 13. 4. 2015]. PMID: 8046311. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8046311>

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice.* 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012, 641 p. ISBN 1451117108.

SCHUSTEROVÁ, B. et al. 2004. Podstata a cíle léčebné rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, č. 1, s. 52 – 58

STEPHENSON, J. L., LAMONTAGNE, A., DE SERRES, S. J. 2009. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. *Gait & Posture* [online]. 2009, vol. 29, pp. 11-16 [cit. 19. 2. 2015]. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.013. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208001483>

STEPHENSON, J. L., DE SERRES, S. J., LAMONTAGNE, A. 2010. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait & Posture* [online]. 2010, vol. 31, pp. 109-115 [cit. 19. 2. 2015]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.008. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209006213>

TÁBORSKÁ, Ž. 2012. *Svalová aktivita při chůzi hemiparetických pacientů za použití různých typů hlezenních ortéz.* Olomouc, 2012. Dostupné z: [http://theses.cz/id/ved7of/DP\\_Taborska.pdf](http://theses.cz/id/ved7of/DP_Taborska.pdf). Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci.

TROJAN et al. 1996. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka.* Praha: Grada Publishing, 1996, 180 s. ISBN 80-7169-257-3.

TURNER-STOKES, L., JACKSON, D. 2002. Shoulder pain after stroke: a review of the evidence base to inform the development of an integrated care pathway. *Clin Rehabil* [online]. 2002, vol. 16, pp. 276–298. [cit. 20. 2. 2015]. doi: 10.1191/0269215502cr491oa. Dostupné z: [http://www.researchgate.net/profile/Lynne\\_Turner-Stokes/publication/11353311\\_Shoulder\\_pain\\_after\\_stroke\\_a\\_review\\_of\\_the\\_evidence\\_base\\_to\\_inform\\_the\\_development\\_of\\_an\\_integrated\\_care\\_pathway/links/544e65380cf26dda08900f97.pdf](http://www.researchgate.net/profile/Lynne_Turner-Stokes/publication/11353311_Shoulder_pain_after_stroke_a_review_of_the_evidence_base_to_inform_the_development_of_an_integrated_care_pathway/links/544e65380cf26dda08900f97.pdf)

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy.* Vyd. 2. Praha: Triton, 2006, ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi.* Vyd. 1. Praha: Grada, 1997, ISBN 80-7169-256-5.

VIANA, R., PEREIRA, S., MEHTA, S., MILLER T., TEASELL, R. 2012. Evidence for Therapeutic Interventions for Hemiplegic Shoulder Pain During the Chronic Stage of Stroke: A Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 19, pp. 514-522 [cit. 25. 11. 2014]. doi:10.1310/tsr1906-514. Dostupné z: <http://thomasland.metapress.com/openurl.asp?genre=article>

VOKURKA, M a kolektiv. 2012. *Patofyziologie pro nelékařské obory*. Praha: Karolinum, 2012, ISBN 978-80-246-2032-9

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 2001, č. 4 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>

VON SCHROEDER, H. P., COUTTS, R. D., LYDEN, P. D., BILLINGS, E. J., NICKEL, V. L. 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev* [online]. 1995, vol. 32, pp. 25–31. [cit. 3. 5. 2015]. PMID: 7760264. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7760264>

WADE, D. T., WOOD, V. A., HELLER, A., MAQQS, J., LANGTON, H. R. 1987. Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scand J Rehabil Med.*[online]. 1987, vol. 19(1), pp. 25-30. [cit. 25. 4. 2015]. PMID: 3576138. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3576138?dopt=AbstractPlus>

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-075-0688-833. Dostupné z: < <http://www.scribd.com/doc/36222625/Gait-Analysis-An-Introduction>

ZEBRIS MEDICAL, 2012.zebris FDM 1.0 Software user manual. 2012 p. 118

ZVOLSKÝ, Miroslav. Hospitalizovaní a zemřelí na cévní nemoci mozku v ČR v letech 2003-2010. *ÚZIS ČR*. Praha, 2012, 1-27

## SEZNAM ZKRATEK

a – arteria

ACM – arteria cerebri media

BBS – Berg Balance Scale

Cca – circa

CIMT – Constraint-Induced Movement Therapy

cm – centimetr

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

COP – center of pressure

CPG – central pattern generators

CVS – koeficienty variace

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

dx. – dexter

et al. – et alii

FDM-T – force-distribution measuring sensors – treadmill

FIM – FM – Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery

FMA-UE – Fugl-Meyer assessment upper extremity

FUT – The Forced-Use Therapy

FZV – Fakulta zdravotnických věd

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

km/h – kilometry za hodinu

m. – musculus

mCIMT – modifikovaný Constraint-Induced Movement Therapy

mFUT – modifikovaný The Forced-Use Therapy

mm – milimetr

m/min – metr za minutu

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

s – dráha

sin. – sinister

SIS – The Stroke Impact Scale

steps/min – počet kroků za minutu

t – čas

TUG – Time up and Go

tzn. – to znamená

v – rychlost

WHO – World Health Organization

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Pohyb horních končetin při chůzi (Perry, 2010, p.132).....	24
Obr. 2 Kvartilový krabicový graf – distribuce délky kroku nepatetické DK před terapií a po dlouhodobé terapii.....	43
Obr. 3 Kvartilový krabicový graf – distribuce frekvence kroků před terapií a po dlouhodobé terapii.....	49
Obr. 4 Kvartilový krabicový graf – distribuce rychlosti chůze před terapií a po dlouhodobé terapii.....	50
Obr. 5 Kvartilový krabicový graf – distribuce průběhu COP během jednooporové fáze u paretické DK před terapií a po dlouhodobé terapii.....	54
Obr. 6 Kvartilový krabicový graf – distribuce motorické funkce před terapií a po krátkodobé terapii.....	56
Obr. 7 Kvartilový krabicový graf – distribuce pasivního rozsahu pohybu před terapií a po krátkodobé terapii.....	56
Obr. 8 Kvartilový krabicový graf – distribuce motorické funkce před terapií a po dlouhodobé terapii.....	58
Obr. 9 Kvartilový krabicový graf – distribuce pasivního rozsahu pohybu před terapií a po dlouhodobé terapii.....	59

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změn hodnot před terapií a po krátkodobé terapii.....	41
Tabulka 2. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změn hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii.....	42
Tabulka 3. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů fáze chůze (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii.....	44
Tabulka 4. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů fáze chůze (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii.....	46
Tabulka 5. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii.....	47
Tabulka 6. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii.....	49
Tabulka 7. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů timing (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii.....	51
Tabulka 8. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii.....	53
Tabulka 9. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po krátkodobé terapii.....	55
Tabulka 10. Základní popisné charakteristiky měřených parametrů (medián, minimální a maximální hodnota) a změny hodnot před terapií a po dlouhodobé terapii.....	58

# PŘÍLOHY

## Příloha 1: Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce

Období realizace: 1. 9. 2014 – 30. 3. 2015

Řešitelé projektu: Bc. Marcela Kubíčková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit vliv terapeutické intervence v oblasti ramenního pletence na pohybový vzor chůze hemiparetických pacientů. K hodnocení bude použito systému FDM-T, dynamického pásu pro analýzu chůze. Součástí bude také krátké vyšetření celkové mobility paretické horní končetiny.

#### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel projektu mne informoval o podstatě výzkumu a seznámil mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány. Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu. Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

\_\_\_\_\_ V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

## **Příloha 2: Dotazník**

### **Dotazník**

Jméno:

Příjmení:

Věk:

Diagnóza:

Pravostranná/levostranná hemiparéza:

Doba vzniku CMP:

Ischemická/hemoragická CMP:

Lokalizace CMP:

Stádium CMP:

Předchozí příhoda:

Pomůcka při chůzi:



## Příloha 3: Fugl-Meyerův test

Rehabilitation Medicine, University of Gothenburg

### FUGL-MEYER ASSESSMENT UPPER EXTREMITY (FMA-UE) Assessment of sensorimotor function

ID:  
Date:  
Examiner:

*Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Stegind S: The post-stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med 1975, 7:13-31.*

A. UPPER EXTREMITY, sitting position				
<b>I. Reflex activity</b>		<b>none</b>	<b>can be elicited</b>	
Flexors: biceps and finger flexors		0	2	
Extensors: triceps		0	2	
Subtotal I (max 4)				
<b>II. Volitional movement within synergies, without gravitational help</b>		<b>none</b>	<b>partial</b>	<b>full</b>
<b>Flexor synergy:</b> Hand from contralateral knee to ipsilateral ear. From extensor synergy (shoulder adduction/ internal rotation, elbow extension, forearm pronation) to flexor synergy (shoulder abduction/ external rotation, elbow flexion, forearm supination). <b>Extensor synergy:</b> Hand from ipsilateral ear to the contralateral knee	Shoulder retraction	0	1	2
	elevation	0	1	2
	abduction (90°)	0	1	2
	external rotation	0	1	2
	Elbow flexion	0	1	2
	Forearm supination	0	1	2
	Shoulder adduction/internal rotation	0	1	2
	Elbow extension	0	1	2
	Forearm pronation	0	1	2
	Subtotal II (max 18)			
<b>III. Volitional movement mixing synergies, without compensation</b>		<b>none</b>	<b>partial</b>	<b>full</b>
<b>Hand to lumbar spine</b>	cannot be performed, hand in front of SIAS hand behind of SIAS (without compensation) hand to lumbar spine (without compensation)	0	1	2
<b>Shoulder flexion 0°-90° elbow at 0° pronation-supination 0°</b>	immediate abduction or elbow flexion abduction or elbow flexion during movement complete flexion 90°, maintains 0° in elbow	0	1	2
<b>Pronation-supination elbow at 90° shoulder at 0°</b>	no pronation/supination, starting position impossible limited pronation/supination, maintains position complete pronation/supination, maintains position	0	1	2
Subtotal III (max 6)				
<b>IV. Volitional movement with little or no synergy</b>		<b>none</b>	<b>partial</b>	<b>full</b>
<b>Shoulder abduction 0 - 90° elbow at 0° forearm pronated</b>	immediate supination or elbow flexion supination or elbow flexion during movement abduction 90°, maintains extension and pronation	0	1	2
<b>Shoulder flexion 90°- 180° elbow at 0° pronation-supination 0°</b>	immediate abduction or elbow flexion abduction or elbow flexion during movement complete flexion, maintains 0° in elbow	0	1	2
<b>Pronation/supination elbow at 0° shoulder at 30°-90° flexion</b>	no pronation/supination, starting position impossible limited pronation/supination, maintains extension full pronation/supination, maintains elbow extension	0	1	2
Subtotal IV (max 6)				
<b>V. Normal reflex activity</b> evaluated only if full score of 6 points achieved on part IV				
biceps, triceps, finger flexors	0 points on part IV or 2 of 3 reflexes markedly hyperactive 1 reflex markedly hyperactive or at least 2 reflexes lively maximum of 1 reflex lively, none hyperactive	0	1	2
Subtotal V (max 2)				
<b>Total A (max 36)</b>				

Approved by Fugl-Meyer AR 2010

1

<b>B. WRIST</b> support may be provided at the elbow to take or hold the position, no support at wrist, check the passive range of motion prior testing		none	partial	full
<b>Stability at 15° dorsiflexion</b> elbow at 90°, forearm pronated shoulder at 0°	less than 15° active dorsiflexion dorsiflexion 15°, no resistance is taken maintains position against resistance	0	1	2
<b>Repeated dorsiflexion / volar flexion</b> elbow at 90°, forearm pronated shoulder at 0°, slight finger flexion	cannot perform volitionally limited active range of motion full active range of motion, smoothly	0	1	2
<b>Stability at 15° dorsiflexion</b> elbow at 0°, forearm pronated slight shoulder flexion/abduction	less than 15° active dorsiflexion dorsiflexion 15°, no resistance is taken maintains position against resistance	0	1	2
<b>Repeated dorsiflexion / volar flexion</b> elbow at 0°, forearm pronated slight shoulder flexion/abduction	cannot perform volitionally limited active range of motion full active range of motion, smoothly	0	1	2
<b>Circumduction</b>	cannot perform volitionally jerky movement or incomplete complete and smooth circumduction	0	1	2
<b>Total B (max 10)</b>				

<b>C. HAND</b> support may be provided at the elbow to keep 90° flexion, no support at the wrist, compare with unaffected hand, the objects are interposed, active grasp		none	partial	full
<b>Mass flexion</b> from full active or passive extension		0	1	2
<b>Mass extension</b> from full active or passive flexion		0	1	2
<b>GRASP</b>				
<b>A – flexion in PIP and DIP (digits II-V) extension in MCP II-V</b>	cannot be performed can hold position but weak maintains position against resistance	0	1	2
<b>B – thumb adduction</b> 1-st CMC, MCP, IP at 0°, scrap of paper between thumb and 2-nd MCP joint	cannot be performed can hold paper but not against tug can hold paper against a tug	0	1	2
<b>C – opposition</b> pulpa of the thumb against the pulpa of 2-nd finger, pencil, tug upward	cannot be performed can hold pencil but not against tug can hold pencil against a tug	0	1	2
<b>D – cylinder grip</b> cylinder shaped object (small can) tug upward, opposition in digits I and II	cannot be performed can hold cylinder but not against tug can hold cylinder against a tug	0	1	2
<b>E – spherical grip</b> fingers in abduction/flexion, thumb opposed, tennis ball	cannot be performed can hold ball but not against tug can hold ball against a tug	0	1	2
<b>Total C (max 14)</b>				

<b>D. COORDINATION/SPEED</b> after one trial with both arms, blind-folded, tip of the index finger from knee to nose, 5 times as fast as possible		marked	slight	none
<b>Tremor</b>		0	1	2
<b>Dysmetria</b>	pronounced or unsystematic slight and systematic no dysmetria	0	1	2
		> 5s	2 - 5s	< 1s
<b>Time</b>	more than 5 seconds slower than unaffected side 2-5 seconds slower than unaffected side maximum difference of 1 second between sides	0	1	2
<b>Total D (max 6)</b>				

<b>TOTAL A-D (max 66)</b>				
---------------------------	--	--	--	--

H. SENSATION, upper extremity blind-folded, compared with unaffected side		anesthesia	hypoesthesia dysesthesia	normal
Light touch	upper arm, forearm	0	1	2
	palmar surface of the hand	0	1	2
		absence less than 3/4 correct	3/4 correct considerable difference	correct 100% little or no difference
Position small alterations in the position	shoulder	0	1	2
	elbow	0	1	2
	wrist	0	1	2
	thumb (IP-joint)	0	1	2
<b>Total H</b> (max12)				

J. PASSIVE JOINT MOTION, upper extremity				J. JOINT PAIN during passive motion, upper extremity		
Sitting position, compare with unaffected side	only few degrees (less than 10° in shoulder)	decreased	normal	pronounced constant pain during or at the end of movement	some pain	no pain
<b>Shoulder</b>						
Flexion (0° - 180°)	0	1	2	0	1	2
Abduction (0°-90°)	0	1	2	0	1	2
External rotation	0	1	2	0	1	2
Internal rotation	0	1	2	0	1	2
<b>Elbow</b>						
Flexion	0	1	2	0	1	2
Extension	0	1	2	0	1	2
<b>Forearm</b>						
Pronation	0	1	2	0	1	2
Supination	0	1	2	0	1	2
<b>Wrist</b>						
Flexion	0	1	2	0	1	2
Extension	0	1	2	0	1	2
<b>Fingers</b>						
Flexion	0	1	2	0	1	2
Extension	0	1	2	0	1	2
<b>Total</b> (max 24)				<b>Total</b> (max 24)		

<b>A. UPPER EXTREMITY</b>	/36
<b>B. WRIST</b>	/10
<b>C. HAND</b>	/14
<b>D. COORDINATION / SPEED</b>	/ 6
<b>TOTAL A-D (motor function)</b>	/66

<b>H. SENSATION</b>	/12
<b>J. PASSIVE JOINT MOTION</b>	/24
<b>J. JOINT PAIN</b>	/24

#### Příloha 4: Hodnoty z reportů pacientů

věk	Geometrie chůze - před terapií				Geometrie chůze - po krátkodc				Geometrie chůze - po dlouhod			
	délka kroku		šířka kroku		délka kroku		šířka kroku		délka kroku		šířka kroku	
	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická
64	26	24	17	25	26	16	37	41	15			
63	40	43	8	30	30	11	32	31	12			
55	26	26	16	30	29	13	26	27	20			
62	19	17	22	18	19	18	25	24	20			
50	17	8	16	18	6	16	46	44	7			
44	31	10	14	29	11	15	41	38	17			
52	21	24	17	23	24	18	35	35	17			
60	33	36	9	33	37	10	34	37	10			
75	15	24	17	19	24	17	22	29	18			
66	33	33	15	31	34	15	33	37	14			

Fáze chůze - před terapií				Fáze chůze - po krátkodobé terapii				Fáze chůze - po dlouhodobé terapii			
stojná fáze		švihová fáze		stojná fáze		švihová fáze		stojná fáze		švihová fáze	
paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická	paretická	neparetická
71,2	69,7	28,8	30,3	70,7	70,4	29,3	29,6	67,6	65,4	32,4	34,6
67	68,8	33	31,2	65,3	71,6	34,7	28,4	65,1	70,9	34,9	29,1
67,7	71,4	32,3	28,6	69,8	73	30,2	27	68,7	76,3	31,3	23,7
73,9	81,7	26,1	18,3	74,2	80,4	25,8	19,6	69,5	76,8	30,5	23,2
77,6	83,7	22,4	16,3	75,6	82,9	24,4	17,1	65,1	69,3	34,9	30,7
72,4	81,4	27,6	18,6	77,6	84,2	22,4	15,8	74,9	75,4	25,1	24,6
66,3	73,2	33,7	26,8	67,1	73,2	32,9	26,8	65,2	69,2	34,8	30,8
64,2	68,2	35,8	31,8	66	67,6	34	32,4	64,4	66,9	35,6	33,1
69,1	75,8	30,9	24,2	66,7	73,9	33,3	26,1	66,8	71,6	33,2	28,4
69,2	65,7	30,8	34,3	67,9	67,1	32,1	32,9	67,6	67	32,4	33

Timing - před terapií		Timing - po krátkodc		Timing - po dlouhod	
frekvence	rychlost	frekvence	rychlost	frekvence	rychlost
79	1,2	78	1,2	86	2
68	1,7	95	1,7	90	1,7
63	1	57	1	80	1,3
76	0,8	72	0,8	81	1,2
58	0,4	61	0,4	74	2
49	0,6	50	0,6	41	1
114	1,5	106	1,5	120	2,5
82	1,7	82	1,7	89	1,9
100	1,2	93	1,2	98	1,5
72	1,4	72	1,4	78	1,6

Butterfly parameters - před terapií						
průběh COP během stejné fáze		průběh COP během jednooporové fáze		ant/post pozice	laterální symetrie	
paretická	neparetická	paretická	neparetická			
195,5	177,3	54,9	33,5	159,5	1,2	
201,8	220,5	81,2	87,8	162	-10,5	
174,1	163,5	44,1	61,2	154,5	-18,5	
147,3	164,4	20,6	33,3	146,2	-9,5	
190,3	188	20,6	22,3	151	-8,6	
93,6	164,5	14,3	47,9	171,9	-41,5	
125,4	165,4	31	62,4	156,4	-35,5	
169,5	176,4	78,2	77,7	165,3	-8,4	
129,1	182,6	17,7	25,3	156,7	-16,7	
194,2	200,3	81,4	65,6	168,9	1,3	

Butterfly parameters - po krátkodobé terapii						
průběh COP během stejné fáze		průběh COP během jednooporové fáze		ant/post pozice	laterální symetrie	
paretická	neparetická	paretická	neparetická			
184,3	183,6	50,4	40,9	162,8	6,1	
159,8	190,7	69,9	47	168,5	9,4	
164	191,8	21,4	66,2	154,8	-38,7	
149,7	164,2	22,7	34,7	146,3	-2,2	
183,4	176,1	20,8	21,4	145,6	-21,6	
84,3	167,6	10,8	39,3	160,3	-30	
127,5	167,5	31,5	65,2	160,9	-31,7	
188,2	190,8	77	72,7	158,7	-14,3	
140,2	194	21,7	37,3	148,8	-24,1	
191,8	195	84,6	72,5	167,7	-8	

Butterfly parameters - po dlouhodobé terapii						
průběh COP během stejné fáze		průběh COP během jednooporové fáze		ant/post pozice	laterální symetrie	
paretická	neparetická	paretická	neparetická			
210,2	194,2	89,6	67,3	168,3	2,7	
164,9	180,4	79,6	47,7	170,6	19,3	
174,4	167,6	16,5	41,9	148,4	-30,4	
141,1	163,9	27	34,7	153,5	5	
212,6	221,6	97,1	112,1	161,5	-5,6	
158	178,8	22	108,1	178,9	-24	
140,3	185,1	64	101	170,3	-21,9	
161,1	190,1	91,8	87,6	160,5	-11,3	
142,8	192	28,3	47,1	153,8	-27,7	
188,5	195,9	90,3	81,7	164	-5,2	

Fugl-Meyer test - před terapií			
motorická funkce	čítí	pasivní rozsah pohybu	bolestivost kloubu
	59	12	23
	53	12	20
	28	12	23
	49	12	19
	48	8	18
	42	12	23
	17	10	22
	63	7	21
	17	11	24
	59	7	23

Fugl-Meyer test - po krátkodobé terapii			
motorická funkce	čítí	pasivní rozsah pohybu	bolestivost kloubu
	60	12	23
	53	12	21
	29	12	23
	50	12	20
	49	8	19
	42	12	24
	17	10	22
	63	7	21
	17	11	24
	59	7	24

Fugl-Meyer test - po dlouhodobé terapii			
motorická funkce	čítí	pasivní rozsah pohybu	bolestivost kloubu
	62	12	24
	57	12	23
	44	12	24
	61	12	23
	57	8	23
	56	12	24
	23	10	23
	65	7	22
	20	11	24
	62	10	24